



Elastographie ultrasonore des tissus mous du membre inférieur en vue de la caractérisation des effets mécaniques de dispositifs médicaux textiles

Fanny Frauziols

► To cite this version:

Fanny Frauziols. Elastographie ultrasonore des tissus mous du membre inférieur en vue de la caractérisation des effets mécaniques de dispositifs médicaux textiles. Autre. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2015. Français. NNT : 2015EMSE0809 . tel-01369262

HAL Id: tel-01369262

<https://theses.hal.science/tel-01369262>

Submitted on 20 Sep 2016

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



NNT : 2015 EMSE 0809

THÈSE

présentée par

Fanny FRAUZIOLS

pour obtenir le grade de
Docteur de l'École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne

Spécialité : Mécanique et Ingénierie

ETUDES ELASTOGRAPHIQUE ET BIOMECHANQUES DES TISSUS MOUS DE LA JAMBE – APPLICATION A LA COMPRESSION ELASTIQUE

soutenue à Saint-Etienne, le 14 Décembre 2015

Membres du jury

Président :	Alain BELLI	Professeur, LPE, Saint-Etienne
Rapporteurs :	Sabine BENSAMOUN	Chargé de recherche, UTC, Compiègne
	David MITTON	Professeur, IFSTTAR, Lyon
Examineurs :	Jean-Luc GENNISSON	Chargé de recherche, Institut Langevin, Paris
	Sam EVANS	Professor, Cardiff University, Cardiff, UK
Directeurs de thèse :	Stéphane AVRIL	Professeur, Mines Saint-Etienne, Saint-Etienne
	Jérôme MOLIMARD	Professeur, Mines Saint-Etienne, Saint-Etienne
Encadrants :	Laurent NAVARRO	Chargé de recherche, Mines Saint-Etienne, Saint-Etienne
Invités :	Pierre BADEL	Maître-assistant, Mines Saint-Etienne, Saint-Etienne

Spécialités doctorales	Responsables :	Spécialités doctorales	Responsables
SCIENCES ET GENIE DES MATERIAUX MECANIQUE ET INGENIERIE GENIE DES PROCEDES SCIENCES DE LA TERRE SCIENCES ET GENIE DE L'ENVIRONNEMENT	K. Wolski Directeur de recherche S. Drapier, professeur F. Gruy, Maître de recherche B. Guy, Directeur de recherche D. Graillet, Directeur de recherche	MATHEMATIQUES APPLIQUEES INFORMATIQUE IMAGE, VISION, SIGNAL GENIE INDUSTRIEL MICROELECTRONIQUE	O. Roustant, Maître-assistant O. Boissier, Professeur JC. Pinoli, Professeur A. Dolgui, Professeur S. Dauzere Peres, Professeur

EMSE : Enseignants-chercheurs et chercheurs autorisés à diriger des thèses de doctorat (titulaires d'un doctorat d'État ou d'une HDR)

ABSI	Nabil	CR	Génie industriel	CMP
AVRIL	Stéphane	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
BALBO	Flavien	PR2	Informatique	FAYOL
BASSEREAU	Jean-François	PR	Sciences et génie des matériaux	SMS
BATTAIA-GUSCHINSKAYA	Olga	CR	Génie industriel	FAYOL
BATTON-HUBERT	Mirille	PR2	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
BERGER DOUCE	Sandrine	PR2	Sciences de gestion	FAYOL
BIGOT	Jean Pierre	MR(DR2)	Génie des Procédés	SPIN
BILAL	Essaid	DR	Sciences de la Terre	SPIN
BLAYAC	Sylvain	MA(MDC)	Microélectronique	CMP
BOISSIER	Olivier	PR1	Informatique	FAYOL
BONNEFOY	Olivier	MA(MDC)	Génie des Procédés	SPIN
BORBELY	Andras	MR(DR2)	Sciences et génie des matériaux	SMS
BOUCHER	Xavier	PR2	Génie Industriel	FAYOL
BRODHAG	Christian	DR	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
BRUCHON	Julien	MA(MDC)	Mécanique et ingénierie	SMS
BURLAT	Patrick	PR1	Génie Industriel	FAYOL
COURNIL	Michel	PR0	Génie des Procédés	DIR
DAUZERE-PERES	Stéphane	PR1	Génie Industriel	CMP
DEBAYLE	Johan	CR	Image Vision Signal	CIS
DELAFOSSE	David	PR0	Sciences et génie des matériaux	SMS
DELORME	Xavier	MA(MDC)	Génie industriel	FAYOL
DESRAYAUD	Christophe	PR1	Mécanique et ingénierie	SMS
DOLGUI	Alexandre	PR0	Génie Industriel	FAYOL
DRAPIER	Sylvain	PR1	Mécanique et ingénierie	SMS
FAVERGEON	Loïc	CR	Génie des Procédés	SPIN
FEILLET	Dominique	PR1	Génie Industriel	CMP
FRACZKIEWICZ	Anna	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
GARCIA	Daniel	MR(DR2)	Génie des Procédés	SPIN
GAVET	Yann	MA(MDC)	Image Vision Signal	CIS
GERINGER	Jean	MA(MDC)	Sciences et génie des matériaux	CIS
GOEURIOT	Dominique	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
GONDRAN	Natacha	MA(MDC)	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
GRAILLOT	Didier	DR	Sciences et génie de l'environnement	SPIN
GROSSEAU	Philippe	DR	Génie des Procédés	SPIN
GRUY	Frédéric	PR1	Génie des Procédés	SPIN
GUY	Bernard	DR	Sciences de la Terre	SPIN
HAN	Woo-Suck	MR	Mécanique et ingénierie	SMS
HERRI	Jean Michel	PR1	Génie des Procédés	SPIN
KERMOUCHE	Guillaume	PR2	Mécanique et Ingénierie	SMS
KLOCKER	Helmut	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
LAFOREST	Valérie	MR(DR2)	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
LERICHE	Rodolphe	CR	Mécanique et ingénierie	FAYOL
LI	Jean-Michel		Microélectronique	CMP
MALLIARAS	Georges	PR1	Microélectronique	CMP
MAURINE	Philippe	Ingénieur de recherche	Microélectronique	CMP
MOLIMARD	Jérôme	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
MONTHEILLET	Frank	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
MOUTTE	Jacques	CR	Génie des Procédés	SPIN
NEUBERT	Gilles	PR	Génie industriel	FAYOL
NIKOLOVSKI	Jean-Pierre	Ingénieur de recherche		CMP
NORTIER	Patrice	PR1		SPIN
OWENS	Rosin	MA(MDC)	Microélectronique	CMP
PICARD	Gauthier	MA(MDC)	Informatique	FAYOL
PIJOLAT	Christophe	PR0	Génie des Procédés	SPIN
PIJOLAT	Michèle	PR1	Génie des Procédés	SPIN
PINOLI	Jean Charles	PR0	Image Vision Signal	CIS
POURCHEZ	Jérémy	MR	Génie des Procédés	CIS
ROBISSON	Bruno	Ingénieur de recherche	Microélectronique	CMP
ROUSSY	Agnès	MA(MDC)	Génie industriel	CMP
ROUSTANT	Olivier	MA(MDC)	Mathématiques appliquées	FAYOL
ROUX	Christian	PR	Image Vision Signal	CIS
STOLARZ	Jacques	CR	Sciences et génie des matériaux	SMS
TRIA	Assia	Ingénieur de recherche	Microélectronique	CMP
VALDIVIESO	François	PR2	Sciences et génie des matériaux	SMS
VIRICELLE	Jean Paul	DR	Génie des Procédés	SPIN
WOLSKI	Krzystof	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
XIE	Xiaolan	PR1	Génie industriel	CIS
YUGMA	Gallian	CR	Génie industriel	CMP

ENISE : Enseignants-chercheurs et chercheurs autorisés à diriger des thèses de doctorat (titulaires d'un doctorat d'État ou d'une HDR)

BERGHEAU	Jean-Michel	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
BERTRAND	Philippe	MCF	Génie des procédés	ENISE
DUBUJET	Philippe	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
FEULVARCH	Eric	MCF	Mécanique et Ingénierie	ENISE
FORTUNIER	Roland	PR	Sciences et Génie des matériaux	ENISE
GUSSAROV	Andrey	Enseignant contractuel	Génie des procédés	ENISE
HAMDI	Hédi	MCF	Mécanique et Ingénierie	ENISE
LYONNET	Patrick	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
RECH	Joël	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
SMUROV	Igor	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
TOSCANO	Rosario	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
ZAHOUANI	Hassan	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE

Remerciements

Écrire les remerciements est une tâche délicate...Comment remercier toutes les personnes qui ont contribué à ce travail de thèse (et n'oublier personne!), que ce soit pour leur apport direct à ce projet de recherche ou bien pour leur soutien moral. Étant donné qu'on m'a gentiment surnommé "droit-au-but" durant l'écriture de ce manuscrit, je vais faire court et aller à l'essentiel.

Voici donc les remerciements, comme dans un générique de film, par ordre (plus ou moins) d'apparition.

Director, co-director, supervisorS

- Stéphane, je te remercie de m'avoir fait confiance et proposé ce sujet de thèse. Tu as cadré ces travaux tout en me permettant de les orienter dans la direction que je souhaitais. Ainsi, j'ai eu la chance de pouvoir concilier expérimental et simulation.
- Jérôme, tu as aussi cadré ce travail de thèse en ajoutant ton expertise en mécanique expérimentale. Je te remercie aussi pour ton enseignement "hors thèse", grâce à toi, je sais grimper en moulinette, en tête, me vacher et même installer un rappel!
- Pierre, je te remercie pour ta grande efficacité, tes séances "debug" qui devraient être brevetées car tu ne pars jamais sans avoir résolu le problème! Et bien sûr, pour ton aide sur la conception des dispositifs expérimentaux.
- Laurent, je te "thank" pour ton expertise en "imaging", tes bonnes idées en "programming" et toutes tes discussions dans la "break-room". Ah, oui, et aussi pour m'éviter de faire du français.

Jury

- Sabine Bensamoun et David Mitton, merci d'avoir rapporté mon manuscrit et pour toutes vos remarques pertinentes durant la soutenance.
- Jean-Luc Genisson, merci pour le regard d'expert en élastographie ultrasonore que vous avez apporté durant la soutenance.
- Sam Evans, thank you for coming all the way from Cardiff. You asked the questions in French during the defense, so I had to thank you in English.
- Alain Belli, merci d'avoir présidé ce jury de thèse et d'avoir apporté un regard extérieur sur ce travail.

Colleagues, friends, etc.

- Sareh et Armelle, merci pour votre gentillesse et votre bonne humeur.
- Olivier, Nizar, Victor, Phuoc, merci d'avoir été tous de très bons co-bureaux.
- Pierre-Yves, merci pour tous tes conseils, ta bonne humeur et pour m'avoir mis le pied à l'étrier sur ce sujet de thèse.
- Aaron, merci pour tes expressions françaises revisitées.
- Baptiste P., merci pour toutes tes expériences aux heures de pauses.
- Benjamin, merci d'être un papy, au moins le dimanche !
- Rebecca, merci pour tes discussions sur l'après thèse.
- Nico, Alex, Laura, Julie, merci d'avoir instauré toutes les petites traditions qui rendent la vie très agréable au labo.
- David, flamand-rose, co-bureau, bassiste-du-groupe, et grand-maître d'Abaqus, ravie que tu sois arrivé en même temps que moi pour la thèse !
- Fanette, merci pour avoir organisé toutes ces sorties/soirées/cinés/... Bon courage pour la suite, "La compression, c'est la vie !"
- Klervi, merci d'emmener un peu de Bretagne dans cette contrée lointaine. Vive la mathéuse !
- Boris, guitariste-du-groupe, merci pour ta prose, le ski et la Pologne.
- Baptiste C., batteur-du-groupe, merci pour ton optimisme et tous les points Causette que tu nous permets de t'attribuer !
- Omar, chanteur-du-groupe, merci pour toutes les discussions plutôt plus que moins philosophiques !
- PierreCh, merci d'avoir des expériences pires que moi sur tes cobayes ! Ça déculpabilise...
- Amélie et Françoise, merci pour votre aide durant toute cette thèse.
- Rodolphe, Nico, Olivier Breuil, Thierry Louvancourt, merci pour votre aide technique sur l'Aixplorer, sur les montages expérimentaux, sur mon PC...
- Claire, Clémentine, merci pour les discussions en salle de pause. Bonne continuation.
- Thierry, merci de prouver que ne pas avoir le sens de l'orientation n'est pas seulement une tare féminine !
- Dina, Sylvia, Manue, Laura, merci pour votre gentillesse et pour avoir féminisé les soirées, surtout au début de ma thèse.

Familly, last but not least

- Maman et Papa, merci de m'avoir soutenu durant Petite-section, Moyenne-section, Grande-section, CP, CE1, ..., 3^{ème} année de thèse. Bref, ces nombreuses années d'étude. De même pour le reste de ma famille !

-
- Florian. . j’ai toujours pas trouvé ! Sinon, merci de m’avoir fait réviser l’histoire-géo durant toute ma scolarité !
 - Clara, merci pour tes dessins.
 - Jo(nathan), d’abord ami, puis petit-(mais grand)-ami, puis mari, merci pour ton soutien au quotidien. Seni seviyorum. ;-)

Table des matières

Remerciements	i
Table des matières	vii
Table des figures	xiii
Liste des tableaux	xv
1 Introduction générale	1
2 Introduction à la caractérisation des propriétés mécaniques des tissus mous de la jambe humaine	5
2.1 Importance des tissus mous dans le traitement de l'insuffisance veineuse	6
2.1.1 Anatomie de la jambe	6
2.1.2 Le retour veineux	9
2.1.3 La proprioception au service du retour veineux	15
2.2 État de l'art sur la modélisation des tissus mous de la jambe	20
2.3 Identification des propriétés mécaniques des tissus mous	24
2.3.1 Caractérisation des tissus mous <i>in vitro</i>	24
2.3.2 Caractérisation des tissus mous <i>in vivo</i> par méthode inverse	24
2.3.3 Caractérisation des tissus mous <i>in vivo</i> par mesure directe	26
2.4 Positionnement de l'étude	30
2.5 Conclusion	31
3 Identification des propriétés mécaniques des tissus mous superficiels	33
3.1 Introduction	34
3.2 Matériels et méthodes	35
3.2.1 Acquisition des données	35
3.2.2 Recalage des images	36
3.2.3 Traitement des données	38
3.3 Résultats	45

3.3.1	Caractérisation de la méthode	45
3.3.2	Reconstruction des scans B-mode pour 5 sujets	45
3.3.3	Distribution des modules d'élasticité SW pour 5 sujets	47
3.4	Discussion	51
3.4.1	Apports de l'étude	51
3.4.2	Méthodologie de reconstruction	51
3.4.3	Propriétés matériaux des tissus mous superficiels	52
3.4.4	Limites et perspectives	53
3.5	Conclusion	58
4	Identification des propriétés mécaniques des tissus mous profonds	59
4.1	Introduction	60
4.2	Matériels et méthodes	61
4.2.1	Acquisition et traitement des données	61
4.2.2	Implémentation du modèle éléments finis 2D personnalisé	62
4.2.3	Évaluation des effets de bord	64
4.2.4	Évaluation des effets géométriques	66
4.2.5	Évaluation de la sensibilité du modèle par plan d'expériences	67
4.2.6	Méthode d'identification des propriétés mécaniques	71
4.2.7	Évaluation de la méthode d'identification	73
4.3	Résultats	76
4.3.1	Caractérisation de la méthode	76
4.3.2	Sensibilité du modèle	77
4.3.3	Propriétés matériaux pour 4 sujets	77
4.4	Discussions	83
4.4.1	Apports de l'étude	83
4.4.2	Hypothèses liées au modèle numérique	83
4.4.3	Plan d'expériences	85
4.4.4	Propriétés matériaux identifiées	85
4.5	Conclusion	87
5	Application au développement d'un modèle de la jambe sous compression élastique	89
5.1	Introduction	90
5.2	Préambule	91
5.2.1	Acquisition des données	91
5.2.2	Hypothèses sur l'anatomie	91
5.3	Définition du modèle éléments finis	92
5.3.1	Géométrie	92
5.3.2	Discrétisation	94
5.3.3	Propriétés matériaux	96

5.3.4	Assignation des propriétés matériaux aux éléments du modèle EF . . .	98
5.3.5	Conditions aux limites sur la jambe	98
5.3.6	Définition de la compression élastique	98
5.3.7	Définition des contacts	99
5.4	Évaluation du modèle éléments finis	101
5.4.1	Acquisition des données	101
5.4.2	Implémentation du modèle numérique d'évaluation	101
5.4.3	Évaluation	102
5.5	Résultats	106
5.5.1	Distribution de la pression hydrostatique pour 4 sujets	106
5.5.2	Fermeture des veines pour 4 sujets	109
5.6	Discussion	112
5.6.1	Apports de l'étude	112
5.6.2	Prédiction des effets de la compression élastique	114
5.7	Conclusion	115
6	Conclusions et perspectives	117
	Bibliographie	120
A	Article publié	133
A.1	Article publié	134

Table des figures

2.1	Anatomie de la jambe - Coupe transversale de la jambe droite. Le <i>fascia cruris</i> sépare les tissus superficiels, constitués des tissus adipeux, de la peau et des veines superficielles, et les tissus profonds, composés des quatre loges musculaires et des veines profondes. Adapté de [Braus 21].	7
2.2	Physiologie du réseau veineux - Coupe transversale de la circulation veineuse sous-cutanée. Adapté de [Bergqvist 07].	11
2.3	Système veineux du membre inférieur - Adapté de [www.urgo.co.uk].	12
2.4	Reflux veineux – Une mauvaise coaptation des valvules veineuses provoque un retour du sang dans la direction des membres au lieu d’aller dans la direction du cœur [ras 10].	13
2.5	Récepteurs de la sensibilité cutanée - [biologiedelapeau.fr]	17
2.6	Fuseau neuromusculaire - [lewebpedagogique.com].	19
2.7	Exemples de géométries du membre amputé - A/Reconstruction par IRM [Sengeh 13] B/Reconstruction par tomodensitométrie [Smith 95] C/ Utilisation des ultrasons [Douglas 02].	21
2.8	Modèles de compression élastique - A/Distribution de la pression de contact (MPa) [Dai 07] B/Distribution de la pression hydrostatique après identification des propriétés mécaniques des tissus mous [Bouten 09] C/ Distribution de la pression hydrostatique et effets sur le système veineux profond [Rohan 14] D/ Distribution de la pression de contact, comparaison inter-sujet [Dubuis 12]. . .	23
2.9	Méthodologie d’identification de propriétés mécaniques par méthode inverse. . .	25
2.10	Définition de l’onde de compression et de l’onde de cisaillement. a) L’onde de compression se propage par des variations de volume successives du milieu. Son déplacement est parallèle à sa direction de propagation. b) L’onde de cisaillement se propage par des mouvements successifs perpendiculaires à la direction de propagation. [Defieux 08]	27

2.11	Principe de l'élastographie par ondes de cisaillement. 1) Les ondes de compression sont focalisées successivement à des profondeurs différentes. Ces <i>pushs</i> génèrent un front d'onde de cisaillement. 2) L'échographe passe en mode acquisition et détermine la vitesse de déplacement de l'onde de cisaillement par les temps de retour des ondes de compression. [Deffieux 08]	28
3.1	Parcours du sujet	36
3.2	Principe de formation d'une image B-mode – Une ligne d'image échographique est construite à partir des échos des ondes de compression envoyés par la sonde. Ces échos résultent d'une différence d'impédance acoustique (<i>i.e.</i> propriété intrinsèque) entre deux structures au sein du milieu étudié.	37
3.3	Schéma de principe de la transformation de corps rigide - Les paramètres de la transformation de corps rigide plaçant l'image 0 dans le repère de l'image 1 sont x_t , y_t et θ	39
3.4	Montage expérimental - La sonde est fixée sur un anneau qui permet l'acquisition d'images tout autour de la jambe. Le pied du sujet est fixé par une chaussure à un capteur de couple. Les valeurs du capteur de couple sont affichées sur un écran placé en face du sujet permettant un retour. Les données, scans B-mode et cartes d'élasticité par ondes de cisaillement sont acquises avec l'élastographe Aixplorer® (SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France).	41
3.5	Reconstruction initiale des scans B-mode - La reconstruction de la jambe n'est pas fermée (cercles rouges).	42
3.6	Schéma global de la deuxième option pour la méthode de reconstruction - (a) Contour de l'aponévrose (rouge) sur la reconstruction initiale des scans B-mode. (b) Pre-simulation (rouge) et post-simulation (noir) de la fermeture du contour par méthode éléments finis.	43
3.7	Schéma global de la troisième option pour la méthode de reconstruction - Les mêmes repères anatomiques sont sélectionnés pour chaque image de toutes les paires d'images.	43
3.8	Comparaison des méthodes de fermeture du contour - a) option 1 b) option 2 c) option 3.	44
3.9	Scans IRM et reconstructions des scans B-mode en coupe transversale de la jambe pour 5 sujets volontaires sains – Ligne 1 : coupes transversales acquises par IRM ; lignes 2 et 3 : reconstructions ultra-sonores (2 : état musculaire inactif 3 : état musculaire actif).	46
3.10	Distributions des modules d'élasticité des tissus mous superficiels pour 5 sujets volontaires sains – Ligne 1 : état musculaire inactif ; ligne 2 : état musculaire actif.	48

3.11	Hétérogénéité du module de Young au sein des tissus mous superficiels - (A) Scan B-mode redressé de la jambe (<i>i.e.</i> échogénéicité du milieu en fonction de la profondeur des tissus mous superficiels) (B) Valeur du module de Young moyen en fonction de la profondeur des tissus mous superficiels.	49
3.12	Mesure de module de Young par élastographie par onde de cisaillement sur muscle bovin dans le sens transverse des fibres musculaires.	55
3.13	Évaluation de la réponse musculaire bovine <i>in vitro</i> à un test de traction uniaxiale avec des mesures d'élastographie SW - Présentation de tous les résultats.	56
3.14	Évaluation de la réponse musculaire bovine <i>in vitro</i> à un test de traction uniaxiale avec des mesures d'élastographie SW - Présentation de tous les résultats - Zoom sur les faibles déformations.	56
3.15	Évaluation de la réponse musculaire bovine <i>in vitro</i> à un essai de traction uniaxiale avec des mesures d'élastographie SW - Présentation de la moyenne des résultats.	57
3.16	Évaluation de la réponse musculaire bovine <i>in vitro</i> à un essai de traction uniaxiale avec des mesures d'élastographie SW - Présentation de la moyenne des résultats - Zoom sur les faibles déformations.	57
4.1	Géométrie du modèle éléments finis (EF) - Reconstruction des scans B-mode de la jambe droite (A), scan IRM de la jambe droite (B), modèle EF 2D (C) composé des deux os (tibia et fibula), du compartiment comprenant les tissus mous profonds, du compartiment comprenant les tissus mous superficiels et du <i>fascia cruris</i> les séparant.	62
4.2	Montage expérimental - Le sujet est assis sur une chaise. Le pied du sujet est attaché avec des sangles sur le châssis du dispositif expérimental et le genou est positionné sur des coussins d'appui en caoutchouc. Un cylindre de diamètre 30 mm est appliqué parallèlement et dans l'axe de la jambe. Le déplacement du cylindre et les forces de réaction de la jambe sont enregistrés par deux capteurs.	63
4.3	Définition du contact dans la direction normale - Une relation de type exponentiel est définie entre la pression de contact et la distance de fermeture. Adapté de [Hibbit 09].	65
4.4	Modèles 3D idéalisés - Simulations EF d'une jambe idéalisée soumise à une compression localisée par un cylindre de diamètre 30 mm et de différentes longueurs. Gauche : 50 mm ; Droite : 200 mm	67
4.5	Profil de correction - Profil défini par l'équation 4.3 pour compenser l'erreur commise en simulant une compression localisée en 3D par un modèle EF 2D.	68
4.6	Réponses obtenues avec le modèle EF - Les sorties sélectionnées pour l'étude de sensibilité sont la pente moyenne (gris) et la courbure moyenne (noir). Ces sorties sont étudiées sur trois parties de la courbe.	70
4.7	Schéma de principe de l'algorithme génétique.	72

4.8	Comparaison de la réponse du montage expérimental avec la machine de traction/compression pour deux types d'échantillon – Barres d'erreur : 2σ	73
4.9	Courbes de réponses expérimentales et numériques de l'échantillon test.	75
4.10	Profil de recherche de l'algorithme génétique – valeurs correspondantes de la fonction coût.	76
4.11	Sensibilités à la courbure moyenne - Coefficients du polynôme d'ordre 2 ajusté sur le modèle pour la réponse en courbure moyenne des 3 parties de la courbe force/déplacement. De gauche à droite, les coefficients concernent les paramètres : $C_{10}^{\text{Tissus mous superficiels}}$, $C_{10}^{\text{Tissus mous profonds}}$, $C_{20}^{\text{Tissus mous profonds}}$, $C_{10}^{\text{Fascia cruris}}$, Épaisseur ^{Fascia cruris} . s correspond à la significativité.	78
4.12	Sensibilités à la pente moyenne - Coefficients du polynôme d'ordre 2 ajusté sur le modèle pour la réponse en pente moyenne des 3 parties de la courbe force/déplacement. De gauche à droite, les coefficients concernent les paramètres : $C_{10}^{\text{Tissus mous superficiels}}$, $C_{10}^{\text{Tissus mous profonds}}$, $C_{20}^{\text{Tissus mous profonds}}$, $C_{10}^{\text{Fascia cruris}}$, Épaisseur ^{Fascia cruris} . s correspond à la significativité.	79
4.13	Données expérimentales - Réponse de la jambe de 4 sujets à une compression localisée de 25 mm de profondeur avec un cylindre de diamètre 30 mm.	80
4.14	Courbe force/déplacement de la simulation après identification (trait plein) et expérimental (trait pointillé) pour un sujet. Haut - Résultat pour le modèle néo-Hookéen, correspondant à C_{10} identifié. Bas - Résultat pour le modèle polynomial réduit d'ordre 2, correspondant aux C_{10} et C_{20} identifiés.	82
4.15	Distribution de la pression appliquée sur la jambe.	84
5.1	Recalage de deux modalités d'imagerie - Les bords du tibia (bleu) et de la fibula (rouge) sont repérés sur le scan IRM (A) et sur la reconstruction ultra-sonore (B) afin de recaler les images par une transformation de corps rigide.	92
5.2	Segmentation - Sur le scan transversal acquis par IRM (A), les bords du tibia (bleu) et fibula (rouge) sont définis. Sur la reconstruction ultra-sonore (B), la géométrie globale de la jambe est segmentée (jaune) et la position et taille des veines sont relevées (vert).	93
5.3	Maillages de la jambe et du BMC (rouge) générés dans Abaqus à partir de la géométrie personnalisée.	94
5.4	Application de la pression de contact sur la jambe - Un déplacement radial est imposé au BMC égal au rayon local de la jambe.	99
5.5	Répartition de la pression hydrostatique en kPa au sein des tissus mous de la jambe sous compression élastique pour un sujet avec un ajustement du coefficient de friction entre le BMC et la peau – Valeur du coefficient de friction : A = 0,001 ; B = 0,01 ; C = 0,3.	100

5.6	Tension en N au sein du BMC pour un sujet avec un ajustement du coefficient de friction entre le BMC et la peau – Valeur du coefficient de friction : A = 0,001 ; B = 0,01 ; C = 0,3.	100
5.7	Recalage rigide des deux modalités d'imagerie (ultrasons et IRM).	102
5.8	Sélection de repères anatomiques sur le contour de la jambe.	103
5.9	Interpolation linéaire des déplacements calculés aux points sélectionnés par l'utilisateur sur les deux modalités d'imagerie. Distributions des déplacements en pixel dans les directions x (A) et y (B). Ces déplacements sont appliqués aux pixels de l'image C et la transforme en l'image D pour la recaler avec l'image E.	104
5.10	Évaluation - Coupes transversales de la jambe droite d'un sujet féminin obtenues par IRM avec (B) et sans (A) bas médical de compression. Simulation par EF de la jambe sous compression élastique à l'état initial (C) et à l'état final (D).	105
5.11	Distribution de la pression hydrostatique en kPa pour les jambes droites de 4 sujets sous compression élastique correspondant à une pression appliquée égale à 20 mmHg (A sujet 1, B sujet 2, C sujet 3 et D sujet 4).	106
5.12	Distribution de la pression hydrostatique en kPa pour les jambes droites de 4 sujets sous compression élastique correspondant à une pression appliquée égale à 20 mmHg (A sujet 1, B sujet 2, C sujet 3 et D sujet 4). En dessous du <i>fascia cruris</i> , le module élastique, E , implémenté dans le modèle EF est défini comme suit, de i à v (en kPa) : 18 - 72 - 180 - 288 - 360.	108
5.13	Fermeture des veines superficielles sous compression élastique pour un état musculaire actif. Les cas étudiés correspondent à un E croissant de la loi de comportement néo-Hookéenne pour les tissus mous profonds.	111
5.14	Distribution de la pression hydrostatique en kPa au sein de la jambe sous compression élastique – A : modèle numérique avec des propriétés mécaniques homogènes tirés de la littérature [Bouten 09] ; B : modèle numérique avec propriétés mécaniques personnalisées et hétérogènes pour les tissus mous superficiels.	113

Liste des tableaux

3.1	Analyse de la distribution des modules d'élasticité des tissus mous superficiels pour 5 sujets volontaires sains.	50
3.2	Sections et longueurs utiles des échantillons bovins pour la traction uni-axiale.	54
4.1	Propriétés matériaux de chaque constituant du modèle biomécanique.	65
4.2	Domaine de variation des paramètres étudiés dans l'analyse de sensibilité . . .	69
4.3	Analyse statistique (ANOVA) de la surface de réponse	79
4.4	Identification du $C_{10}^{\text{Tissus mous profonds}}$ de la loi de comportement néo-Hookéenne pour 4 sujets	80
4.5	Identification des $C_{10}^{\text{Tissus mous profonds}}$ et $C_{20}^{\text{Tissus mous profonds}}$ de la loi de comportement polynomiale réduite d'ordre 2 pour 4 sujets	81
5.1	Propriétés matériaux de chaque constituant du modèle biomécanique.	97
5.2	Fermeture des veines superficielles sous compression élastique pour un état musculaire inactif et pour un état musculaire actif. Pour ce dernier, les cas étudiés correspondent à un C_{10} de la loi de comportement néo-Hookéenne des tissus mous profonds défini comme suit : $\alpha \rightarrow 18 \text{ kPa}$; $\beta \rightarrow 72 \text{ kPa}$; $\gamma \rightarrow 180 \text{ kPa}$; $\delta \rightarrow 288 \text{ kPa}$; $\epsilon \rightarrow 360 \text{ kPa}$	110

Chapitre 1

Introduction générale

Le terme "biomécanique" signifie la mécanique appliquée à la biologie. Dès l'antiquité, le livre grec "Parties des animaux" écrit par Aristote (384–322 av. J-C.) et le livre chinois "Classique interne de l'empereur Jaune" écrit par différents auteurs anonymes (472–221 av. J-C.) décrivent l'anatomie et la fonction des organes internes. Dans ce dernier, on note les premiers concepts de la circulation sanguine avec des déclarations telles que "les vaisseaux sanguins contiennent le sang" et "tout le sang provient du cœur". Plus tard, les développements de la mécanique classique ont permis d'initier les principes de la biomécanique. On note par exemple, William Harvey (1578–1658) qui en 1615 présenta une théorie très précise de la circulation sanguine sans avoir pu visualiser les vaisseaux capillaires. De ces prémices de la biomécanique ont découlé de nombreuses études visant à comprendre et prédire le fonctionnement du corps humain et notamment la circulation sanguine.

L'insuffisance veineuse traduit un mauvais retour du sang des membres inférieurs vers le cœur. Chez un sujet sain, plusieurs mécanismes sont impliqués dans le retour veineux : la pompe musculaire du mollet activée par la contraction des muscles de la jambe ; le système valvulaire qui agit comme des clapets anti-retour en divisant la colonne sanguine en plusieurs segments et l'activité sympathique qui contracte les cellules musculaires de la paroi veineuse. Lorsqu'un ou plusieurs de ces mécanismes est défaillant, l'insuffisance veineuse apparaît.

La compression élastique est la thérapeutique traditionnellement employée pour prévenir ou traiter les symptômes liés à l'insuffisance veineuse. Plusieurs dispositifs médicaux textiles permettent de l'appliquer. On s'intéresse ici aux bas médicaux de compression. La compression élastique agit en diminuant la pression pariétale provoquant une meilleure coaptation valvulaire et une restauration ou augmentation du débit sanguin. Malgré l'accord du corps médical sur les bienfaits de ce traitement, les objectifs thérapeutiques fixés ne sont pas toujours atteints. Ceci s'explique par une mauvaise connaissance de l'action biomécanique du traitement compressif sur la jambe et donc par une difficulté de la communauté scientifique à dresser des recomman-

dations en termes de quantité de pression à appliquer et de localisation.

La littérature rapporte l'importance de la transmission de pression au travers des tissus mous, ce qui a conduit à la création de modèles biomécaniques par éléments finis permettant d'évaluer cette transmission de pression. Afin de déterminer les facteurs influant la variabilité inter-individus responsable du manque d'efficacité du traitement chez certains patients, ces modèles biomécaniques doivent être personnalisés en termes de propriétés mécaniques et de géométrie.

Plusieurs méthodes permettent aujourd'hui de caractériser les propriétés mécaniques des tissus mous *in vivo*. On note par exemple les technologies permettant une mesure directe des propriétés mécaniques comme l'élastographie et l'indentation. De même, on s'intéresse aux méthodes inverses couplant un modèle éléments finis à des données expérimentales, permettant d'identifier les paramètres des lois de comportement.

Dans cette étude, on s'applique à développer des méthodologies permettant de caractériser les propriétés mécaniques des tissus mous de la jambe, dans le but de créer des modèles biomécaniques personnalisés par éléments finis permettant de prédire les effets de la compression élastique sur la jambe.

Outre une introduction et une conclusion, cette thèse se décline en quatre chapitres dans lesquels sont abordés l'identification des propriétés mécaniques des tissus mous et la prédiction de l'action des bas médicaux de compression sur la biomécanique de la jambe humaine :

- LE DEUXIÈME CHAPITRE présente le cadre de travail. L'importance des tissus mous dans le traitement de l'insuffisance veineuse y est abordée par une description des composantes de la jambe et leur rôle dans le retour veineux. Puis un état de l'art présente les réponses déjà apportées par la communauté scientifique et les questions encore en suspens. Également, une description des technologies disponibles pour l'identification des propriétés mécaniques permet de définir les méthodologies à mettre en place. Ce chapitre se termine par les objectifs définissant cette étude.
- LE TROISIÈME CHAPITRE présente une méthodologie d'identification des propriétés mécaniques des tissus mous superficiels par mesures d'élastographie ultra-sonore par ondes de cisaillement. Après une description détaillée de cette approche, les résultats de son application à cinq sujets sains sont exposés.
- LE QUATRIÈME CHAPITRE présente une méthodologie d'identification des propriétés mécaniques des tissus mous profonds par une approche inverse couplant un modèle par éléments finis à un essai expérimental de compression localisée sur la jambe. Après une description détaillée de cette méthodologie et son évaluation, les résultats de son application à quatre sujets sains sont exposés.

— LE CINQUIÈME CHAPITRE présente l'association des deux méthodologies développées précédemment dans la création de modèles numériques personnalisés en termes de propriétés mécaniques et de géométrie de la jambe humaine sous compression élastique. Les résultats du calcul de ces modèles pour quatre sujets sains sont présentés.

Enfin, on conclut avec une présentation synthétique des résultats obtenus, une discussion des hypothèses et des limites du travail effectué et une présentation des perspectives de développement envisagées.

Chapitre 2

Introduction à la caractérisation des propriétés mécaniques des tissus mous de la jambe humaine

Ce chapitre présente le contexte médical et scientifique de cette étude. Il définit le positionnement de ce travail de thèse par rapport à la littérature et expose les principales hypothèses.

Sommaire

2.1	Importance des tissus mous dans le traitement de l'insuffisance veineuse	6
2.1.1	Anatomie de la jambe	6
2.1.2	Le retour veineux	9
2.1.3	La proprioception au service du retour veineux	15
2.2	État de l'art sur la modélisation des tissus mous de la jambe . . .	20
2.3	Identification des propriétés mécaniques des tissus mous	24
2.3.1	Caractérisation des tissus mous <i>in vitro</i>	24
2.3.2	Caractérisation des tissus mous <i>in vivo</i> par méthode inverse	24
2.3.3	Caractérisation des tissus mous <i>in vivo</i> par mesure directe	26
2.4	Positionnement de l'étude	30
2.5	Conclusion	31

2.1 Importance des tissus mous dans le traitement de l'insuffisance veineuse

L'insuffisance veineuse des membres inférieurs traduit un mauvais retour du sang vers le cœur provoquant des symptômes allant de la simple sensation de jambe lourde jusqu'à l'apparition d'ulcères veineux. Les causes sous-jacentes sont multiples et dépendent de la pathologie. Le traitement de référence est actuellement la compression des tissus mous par bas de compression médicalisés. Ces bas sont utilisés aux stades préventifs et curatifs.

Bien que globalement leur efficacité ne soit plus à prouver, il subsiste des hétérogénéités d'efficacité d'un sujet à un autre. De plus, les mécanismes influant la réponse de la jambe à cette compression sont encore mal appréhendés. La littérature montre l'effet important de la transmission de pression au travers des tissus mous dans le traitement de l'insuffisance veineuse par compression élastique [Avril 12].

On s'intéresse donc ici aux facteurs pouvant influencer cette transmission de pression. Pour cela, il est important d'étudier la composition de ces tissus mous, la manière de simuler leur comportement numériquement et la façon dont on peut caractériser leurs propriétés mécaniques.

2.1.1 Anatomie de la jambe

Préambule

La jambe est la partie du membre inférieur comprise entre les articulations de la cheville et du genou. Elle est composée de deux os longs, le tibia et la fibula, qui en assurent le maintien structural. La répartition des tissus mous autour de ces os est inégale, avec une épaisseur fine du côté antéro-médial de la jambe, une partie plus épaisse du côté antéro-latéral et une partie charnue sur tout le côté postérieur de la jambe appelée mollet. L'ensemble du travail présenté porte sur une coupe transversale de la jambe à la hauteur où la circonférence du mollet est maximale.

Sur la coupe transversale présentée en figure 2.1, on identifie les tissus mous entourant les deux os (tibia et fibula) de la jambe. Les éléments auxquels on va s'intéresser dans cette étude composant les tissus mous sont, du plus superficiel au plus profond, la peau, les tissus adipeux sous-cutanés, le *fascia cruris* et les quatre loges musculaires. Ce à quoi s'ajoutent trois réseaux veineux : un superficiel, un profond et un transverse. Tous ces éléments sont présentés plus en détail ci-dessous [Kamina 90].

Les tissus musculaires

La jambe est composée de quatre loges musculaires. Une loge est un compartiment englobant un ou plusieurs muscles. Cette loge est entourée d'une aponévrose. La composition des loges et leur fonction physiologique sont expliquées ci-dessous.

La loge antérieure est située entre le tibia et la fibula sur la partie antérieure de la jambe.

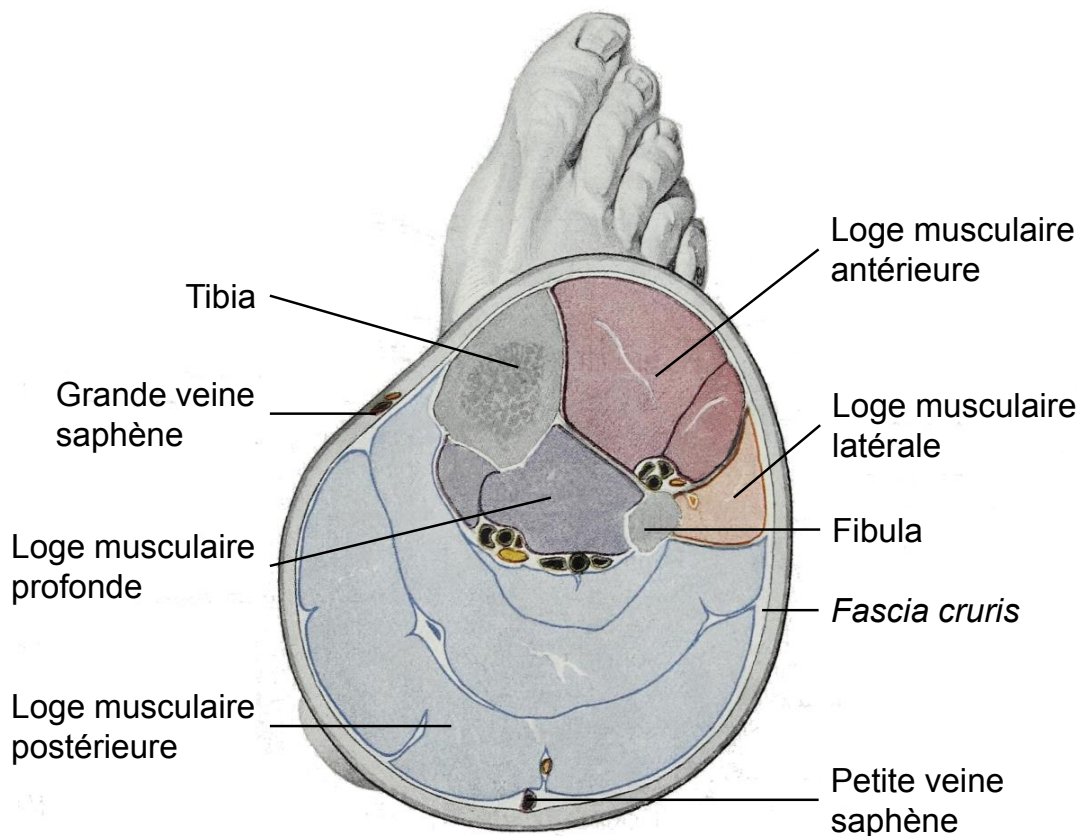


FIGURE 2.1 – Anatomie de la jambe - Coupe transversale de la jambe droite. Le *fascia cruris* sépare les tissus superficiels, constitués des tissus adipeux, de la peau et des veines superficielles, et les tissus profonds, composés des quatre loges musculaires et des veines profondes. Adapté de [Braus 21].

Voici sa composition :

1. Le muscle **tibial antérieur**, responsable de la flexion dorsale du pied sur la jambe et participant à l'*inversion* du pied (*i.e.* porte la face plantaire du pied en médial, en soulevant son bord médial).
2. Le muscle **extenseur commun des orteils**, responsable de l'extension des orteils et participant à la flexion dorsale du pied sur la jambe.
3. Le muscle **long extenseur du pouce**, responsable de l'extension du pouce et participant à la flexion dorsale du pied sur la jambe.

La loge latérale est située latéralement à la fibula. Voici sa composition :

1. Le muscle **court fibulaire**.
2. Le muscle **long fibulaire**.

Ces deux muscles sont responsables de l'*éversion* du pied (*i.e.* porte la face plantaire du pied en latéral, en soulevant son bord latéral) et participent à la flexion plantaire.

Les deux loges postérieures (profonde et superficielle) sont les plus développées, leur rôle est essentiel pour la marche.

La loge postérieure profonde comprend trois muscles profonds :

1. Le muscle **tibial postérieur**, responsable de l'inversion du pied et de la flexion plantaire.
2. Le muscle **long fléchisseur des orteils**, responsable de la flexion des orteils, participant à la flexion du pied et stabilisant le corps en position debout.
3. Le muscle **long fléchisseur du pouce**, responsable de la flexion du pouce, participant au fléchissement plantaire et à l'inversion du pied.

La loge postérieure superficielle contient le muscle triceps sural. Sa composition est la suivante :

1. Le muscle **gastrocnémien**, muscle bi-articulaire constitué de deux chefs, un médial et un latéral, se rejoignant au tiers inférieur de la jambe.
2. Le muscle **soléaire**, rejoignant le gastrocnémien au niveau du tendon d'achille.

Le muscle du triceps sural agit sur le genou et la cheville. Il est responsable de la flexion du genou par l'action des chefs gastrocnémiens et est responsable de la flexion plantaire du pied. Il a un rôle essentiel dans le retour veineux en se contractant autour des veines du système veineux profond.

Le tissu adipeux

Le tissu adipeux est essentiellement composé de cellules graisseuses appelées adipocytes, qui se chargent de triglycérides. Les adipocytes stockent les triglycérides jusqu'à une taille cellulaire située entre 70 μm et 120 μm . Lorsque cette taille est dépassée, l'adipocyte ne peut plus stocker de graisse et déclenche la formation d'une nouvelle cellule. Chez un sujet sain, le tissu adipeux est composé de 20 à 30 milliards d'adipocytes. Ceci correspond à 20-25% de la masse totale pour la femme et 15-20% pour l'homme.

On distingue au sein du tissu adipeux, la graisse blanche de la graisse brune (présente essentiellement chez les nouveaux nés). La graisse blanche assure un rôle de structure en constituant un support adaptatif face aux contraintes mécaniques, en répartissant par exemple les charges au niveau du coussinet plantaire. Essentiellement localisé en sous-cutané, le tissu adipeux peut avec l'âge s'intégrer au sein des loges musculaires, ce qui peut avoir un impact lors du traitement de l'insuffisance veineuse.

Le fascia

Le fascia est un tissu conjonctif dense qui entoure le muscle. Il contient essentiellement des fibres élastiques et des fibres de collagène ainsi que des cellules appelées fibroblastes. L'ensemble des muscles de la jambe est recouvert en surface de la peau doublée du fascia superficiel et du fascia profond. Ce dernier est au contact des fascias musculaires [Kamina 90].

Le fascia agit comme une lame contentive qui renforce la contraction musculaire. Il est impliqué dans la propagation ou le confinement de certaines affections, comme le syndrome des loges. La continuité du tissu conjonctif dans le corps humain, le rôle mécanique de contention du fascia et la capacité des cellules fibroblastes à communiquer entre elles impliquent que le fascia peut servir de système de signalisation en étant sensible aux stimuli mécaniques du corps entier. Il peut également avoir un rôle proprioceptif [van der Wal 09] semblable à celui du système nerveux [Langevin 06].

Dans la jambe, deux fascias sont à considérer : le *fascia cruris* et le *fascia lata*. A quoi s'ajoutent d'autres membranes fibreuses comme la membrane interosseuse (entre le tibia et la fibula) et les *septa* intermusculaires (*i.e.* membrane fibreuse séparant les groupes musculaires).

Le *fascia lata*, le plus superficiel, est une couche de tissu conjonctif placée juste en dessous de la peau, alors que le *fascia cruris* est plus épais et dense. Les deux fascias peuvent être confondus sauf à l'endroit entourant la veine saphène car les deux fascias forment un canal autour de cette veine [Papadopoulos 81]. Ce canal semble jouer un rôle particulier dans la réduction du risque de varices car on observe des varices le plus souvent sur les veines hors de ce canal [Bergqvist 07].

2.1.2 Le retour veineux

La circulation sanguine permet de fournir aux cellules de l'organisme l'oxygène et les nutriments nécessaires à leur fonctionnement et permet le transport des déchets rejetés comme le dioxyde de carbone et l'urée aux organes les traitant. Le système artériel est responsable du transport du sang vers les organes et les membres. Le système veineux est responsable du retour du sang au cœur et du stockage en contenant 60% à 75% du volume sanguin [Bergqvist 07].

Dans la jambe on distingue trois réseaux veineux (Figures 2.2 et 2.3) : le réseau veineux superficiel, le réseau veineux profond et le réseau veineux perforant. Ils sont détaillés ci-dessous :

- Le *réseau superficiel* se situe dans l'épaisseur de la peau et se divise en deux avec un compartiment fibreux, où circulent essentiellement la petite et la grande saphène et des veines libres sous la peau, collatérales aux veines saphènes, nommées veines tributaires.
- Le *réseau profond* se situe dans et autour des muscles et est responsable du retour de 90% à 95% du sang vers le cœur.
- Le *réseau perforant* permet la communication entre ces deux niveaux en traversant les fascias, notamment le *fascia cruris*. Les veines constituant ce réseau sont nombreuses et le plus souvent de petits diamètres.

Dans cette étude, on s'intéressera plus particulièrement à deux veines superficielles importantes dans le drainage de la jambe.

- La *grande veine saphène* naît d'une veine dorsale du pied, court le long de la jambe sur

la face médiale et rejoint la veine fémorale par une jonction recevant plusieurs veines tributaires.

- La *petite veine saphène* naît également au niveau du pied et court le long de la jambe mais sur la face postérieure en situation médiale, puis rejoint la veine poplitée, qui est postérieure à l'articulation du genou.

Ces deux veines sont reliées par des veines dites communicantes, strictement sous-cutanées.

Le moteur du retour veineux consiste en une série de pompes musculaires (plante du pied, mollet, cuisse) fonctionnant par aspiration. Le sang présent dans les veines de stockage est appelé vers les veines profondes à travers les perforantes. Le système respiratoire par le biais du diaphragme joue un rôle d'aspiration annexe.

Quand les différentes pompes mécaniques sont au repos et donc n'aspirent pas, les valvules présentes dans les veines contrent l'effet de la pesanteur en fractionnant la colonne veineuse par un rôle de clapet anti-retour. Ainsi, le poids soutenu par chaque valvule est divisé. Ce mécanisme est indispensable dans la diminution de la pression veineuse.

Avec un retour veineux sain, la pression veineuse dans les membres inférieurs est maintenue autour de 30 mmHg [Katz 69]. En l'absence de mouvement et sous l'effet de la pression hydrostatique (*i.e.* pression de la colonne liquidienne), la pression et le volume veineux augmentent. Par exemple, pour un sujet de 1,70 m de hauteur en position debout et immobile, la pression à la cheville peut atteindre 90 mmHg [Padberg 08].

Définition de l'insuffisance veineuse

L'insuffisance veineuse superficielle est une pathologie fréquente ayant une multitude de facteurs. Elle touche 18 millions de personnes en France et est plus fréquente chez les femmes et les individus âgés [Floury 96]. Les symptômes vont de la simple sensation de jambes lourdes aux œdèmes et ulcères veineux, en passant par les varices. Dans sa forme chronique évolutive, elle est définie par l'existence d'un reflux sur une partie ou la totalité du trajet d'une veine superficielle (Figure 2.4), provoquant une hypertension veineuse en position debout. Cette pathologie peut être primitive ou secondaire, à une insuffisance veineuse profonde par exemple [Gloviczki 08].

Traitement de l'insuffisance veineuse par Bas Médicaux de Compression

La compression médicale par bas, chaussettes ou bandes de compression, peut être utilisée qu'elle soit primitive ou secondaire et à tous les stades de l'insuffisance veineuse [Cornu-Thénard 06]. Les objectifs thérapeutiques sont multiples en fonction du stade des symptômes mais globalement, ce traitement vise la réduction de la pression trans-murale (PT), qui est définie comme suit [Partsch 07] :

$$PT = PI - PE = (PIv + PIc) - (PEv + PEc) \quad (2.1)$$

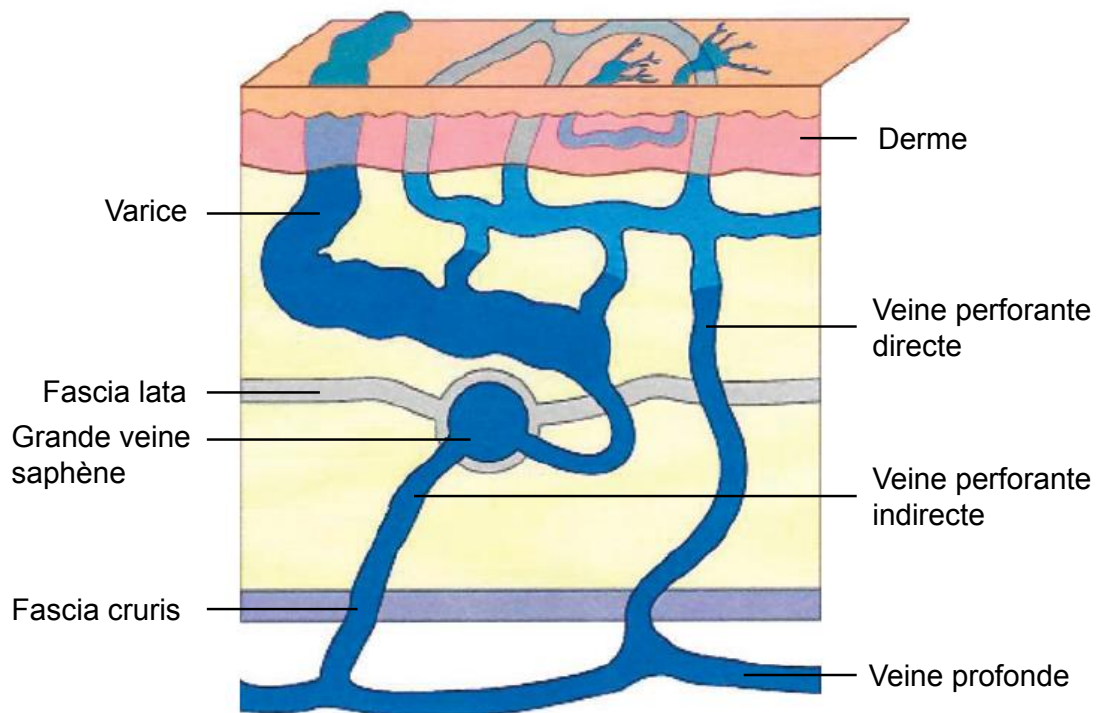


FIGURE 2.2 – Physiologie du réseau veineux - Coupe transversale de la circulation veineuse sous-cutanée. Adapté de [Bergqvist 07].

Avec PI , la pression intra-vasculaire, somme des pressions intra-veineuses (PIv) et intra-capillaires (PIc); PE , la pression extra-vasculaire, somme des pressions extra-veineuses (PEv) et extra-capillaires (PEc).

Les bas médicaux de compression sont traditionnellement dégressifs. Cela signifie que la pression appliquée par le bas est maximale au niveau de la cheville et diminue progressivement dans la direction proximale du membre. Récemment de nouveaux bas ont été développés pour une application sportive par la société BVSport® comme étant progressifs. Dans ces derniers, la compression la plus forte se situe au niveau du mollet.

La compression agit à deux niveaux [Gardon-Mollard 99] définis ci-dessous.

- Au *niveau micro-circulatoire*, la réduction de la pression trans-murale facilite le drainage des tissus vers les vaisseaux lymphatiques. Ceux-ci ont un rôle considéré comme majeur dans la résorption liquidienne tissulaire. En effet, les quelques études disponibles montrent que la compression améliore le drainage interstitiel (*i.e.* le liquide qui remplit l'espace entre les capillaires sanguins et les cellules), augmente la vitesse de micro-circulation et accentue le recrutement des capillaires.

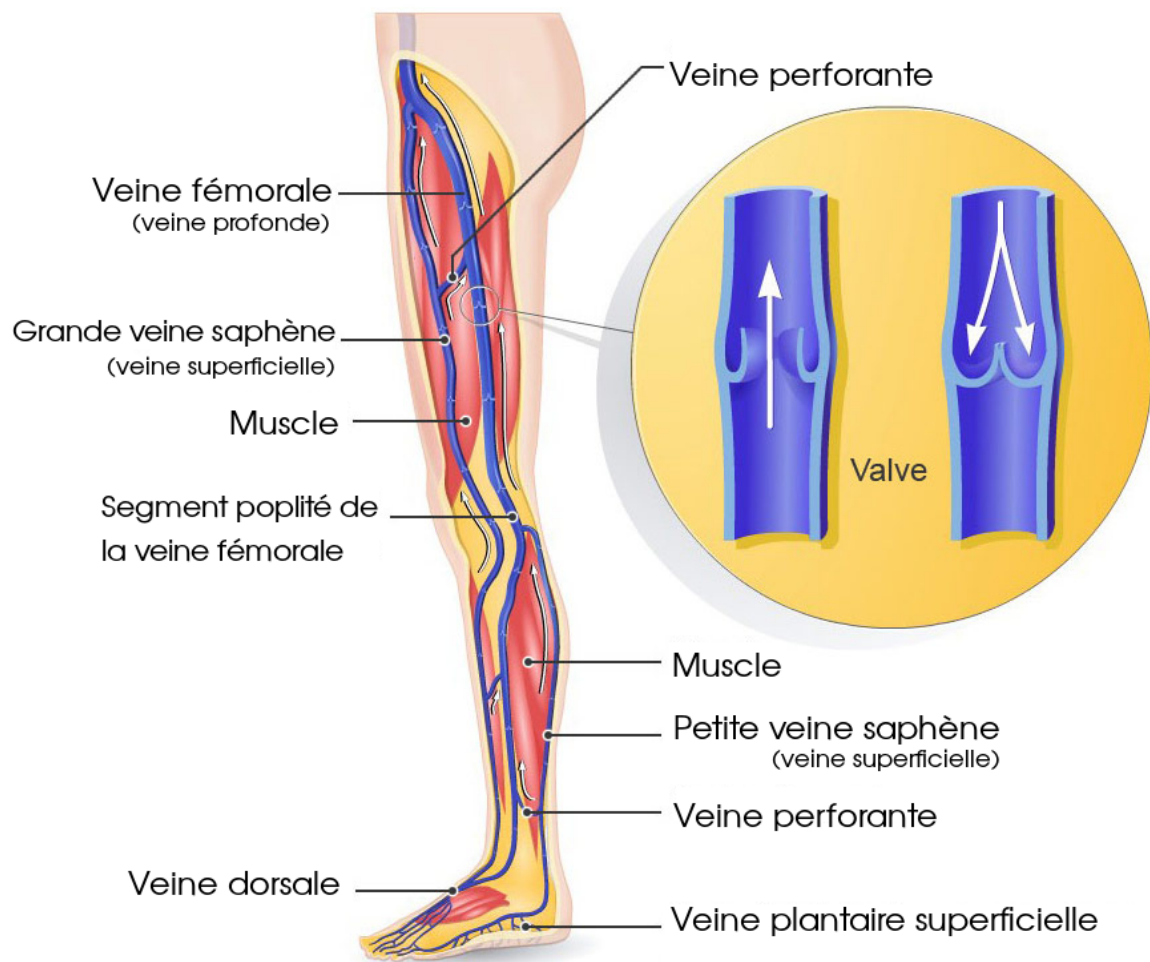


FIGURE 2.3 – Système veineux du membre inférieur - Adapté de [www.urgo.co.uk].

Les pressions nécessaires à son fonctionnement sont très faibles. Ce niveau est très efficace pour éviter l'occlusion micro-circulatoire. A l'inverse, un taux de compression trop élevé provoque l'exclusion des capillaires.

- Au *niveau macro-circulatoire*, la compression vise à déclencher ou à accentuer le flux veineux. Plusieurs études ont montré l'augmentation de la vitesse de circulation veineuse dans les veines de gros diamètres. Cependant, la réduction du diamètre des veines superficielles ou profondes est moins avérée même si l'objectif de contre-pression sur la paroi reste possible. En revanche, la diminution de la pression hydrostatique, par fragmentation de la colonne sanguine, en rétablissant une bonne coaptation des valves, n'est pas démontrée à notre connaissance. Les pressions nécessaires sont ici beaucoup plus élevées.

Les résultats des études biomécaniques sur la compression sont donc partiels et nécessitent un approfondissement.

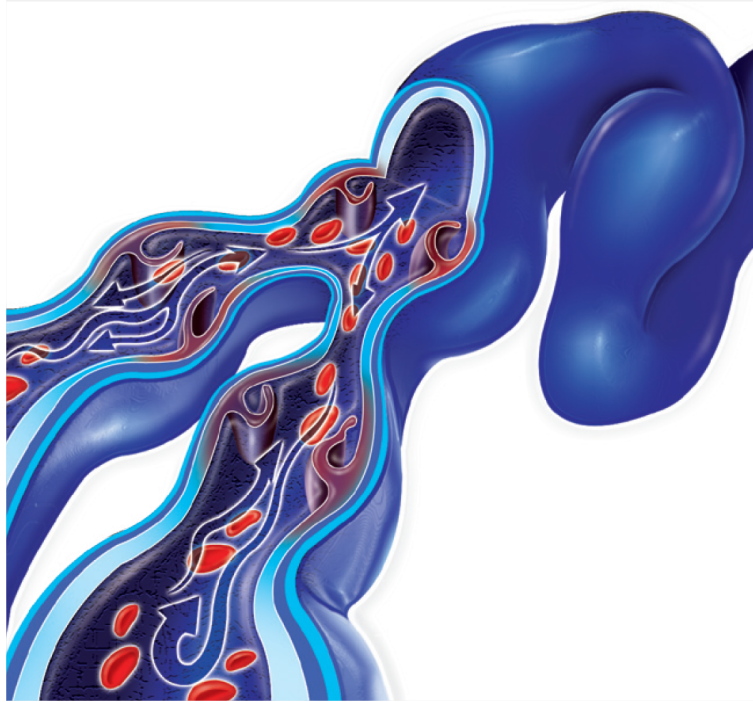


FIGURE 2.4 – Reflux veineux – Une mauvaise coaptation des valvules veineuses provoque un retour du sang dans la direction des membres au lieu d'aller dans la direction du cœur [ras 10].

Principe physique de la compression

La pression est définie par le ratio $P = \frac{F}{S}$ où P est la pression résultante et F la force appliquée sur la surface S . La pression est exprimée en Pa ou mmHg (1 mmHg = 133 Pa).

Une coupe transversale de la jambe (Figure 2.1) montre que le membre inférieur n'est pas parfaitement circulaire et présente des irrégularités de contour avec des zones plus planes et d'autres plus courbes. La pression exercée sur ces zones de courbures différentes par un dispositif compressif, sera variable en fonction du rayon de courbure.

La pression sur la jambe suit la loi de Laplace. En 2D, elle définit la pression, $P^{Laplace}$, par le ratio $P^{Laplace} = \frac{T}{R}$ où T est la tension du dispositif compressif et R le rayon de courbure de la zone considérée. A tension égale, la pression sera importante là où la courbure est petite, par exemple, au niveau de l'arrête tibiale. A l'inverse dans les zones planes ou creuses, la pression sera faible ou nulle, par exemple, au niveau antéro-médial de la jambe.

L'essentiel

Le niveau de compression à appliquer pour une bonne gestion de l'insuffisance veineuse dépend de plusieurs critères :

1. La zone de la jambe considérée, notamment le rayon de courbure.
2. L'anatomie du patient, notamment la position des veines.
3. L'activité du patient.

2.1.3 La proprioception au service du retour veineux

Définition générale de la proprioception

En 1907, Sherrington [Sherrington 07] introduit pour la première fois le terme de *proprioception*. Il explique que les récepteurs de la proprioception sont activés par l'activité de l'organe dans lequel ils se situent. Ceci fait de la proprioception une partie du système nerveux afférent. Aujourd'hui, le "Larousse Médical" définit la sensibilité proprioceptive comme ce qui se rapporte à la sensibilité du système nerveux quand il reçoit des informations provenant des muscles, des articulations et des os. Elle complète les sensibilités dites intéroceptives (*i.e.* qui concerne les viscères), extéroceptives (*i.e.* qui concerne la peau) et celles des organes des sens. Elle permet d'avoir conscience de la position et des mouvements de chaque segment du corps, par exemple, la position d'un doigt par rapport aux autres. Les récepteurs de la proprioception donnent au système nerveux de façon inconsciente, les informations nécessaires à l'ajustement des contractions musculaires pour les mouvements et le maintien des postures et de l'équilibre.

Du point de vue clinique, on différencie la proprioception statique, permettant la perception de l'orientation dans l'espace des différents membres du corps, de la proprioception dynamique (ou kinesthésie), qui permet l'appréciation de la vitesse d'un mouvement [Hall 06]. Beaucoup de facteurs influencent la proprioception [Mergner 93], comme le système vestibulaire (*i.e.* système responsable de l'équilibre), les informations du système extéroceptif de plusieurs parties du corps ainsi que les informations visuelles.

Pour certains, il est même indispensable d'inclure dans sa définition les interactions complexes entre le système sensoriel afférent et le chemin moteur efférent. Une des hypothèses étant qu'en cas de blessures, l'activation des mécano-récepteurs est perturbée et va conduire à un dysfonctionnement des mouvements [Sherrington 47].

Pour résumer, on peut définir la proprioception comme les sensations concernant l'état physique du corps et sa position dans l'espace, de part les sensations des muscles, des tendons, de la voûte plantaire et de l'équilibre [Jerosch 96].

Malgré les difficultés de la communauté scientifique à donner une définition claire et concise de la proprioception, son importance n'est plus à prouver. La proprioception a un effet prophylactique sur les blessures articulaires en empêchant les mouvements non physiologiques et en permettant la coordination de mouvements complexes [Jerosch 96]. Elle permettrait d'expliquer les spécificités inter-individus concernant la réhabilitation après blessure, un haut niveau proprioceptif pouvant prévenir la répétition de ces blessures [Donatelli 06].

Études physiologiques des vêtements compressifs

Plusieurs équipes ont étudié le caractère proprioceptif de certains dispositifs compressifs. Les principaux résultats sont exposés ci-dessous.

L'impact du port d'un short compressif sur les performances de sauts verticaux a été mesuré. Les sauts effectués sur une plaque de force permettent de déterminer à la fois la force et la puissance du saut. Les résultats montrent que les vêtements compressifs n'influent pas significativement sur la force maximale, mais que la force moyenne et la puissance mesurée sont significativement supérieures sous port de vêtements compressifs [Kraemer 96].

L'impact du port d'un vêtement complet compressif sur la récupération après un effort intense a été évalué. Le port d'un tel vêtement agit sur certains des marqueurs de la récupération. Il semble diminuer les douleurs musculaires et le gonflement musculaire mesuré par ultrasons tout en augmentant la puissance musculaire [Kraemer 10].

Également, l'activation musculaire mesurée par électromyographie est plus faible lors du port de vêtements compressifs pour une même vitesse de course, suggérant que les vêtements compressifs améliorent le rendement musculaire [Wang 13].

Concernant les chaussettes de compression, Miyamoto montre que les chaussettes de compression soulagent la fatigue des muscles du mollet suivie par électromyographie lors d'un exercice de "calf raise" [Miyamoto 11].

Une revue de la littérature permet d'établir une liste de causes potentielles pour expliquer ces effets bénéfiques des vêtements compressifs [Wallace 06] :

- Amélioration de la circulation périphérique des membres
- Réduction de la concentration sanguine en lactate lors d'exercices intenses
- Augmentation de la température de la peau et donc du rendement musculaire
- Réduction de l'oscillation musculaire lors du contact au sol
- Augmentation des effets proprioceptifs

Importance des mécano-récepteurs

Les premiers éléments de la chaîne proprioceptive sont les mécano-récepteurs. Ces capteurs sont sensibles à différents stimuli mécaniques comme la tension, la compression ou la vitesse et fréquence de chargement [Donatelli 06]. Ils sont situés dans différents tissus du corps humain et leur classification se fait en fonction de leur localisation : articulaires, cutanés et musculaires. On s'intéressera ici aux récepteurs cutanés et musculaires.

Peau

Les mécano-récepteurs cutanés englobent [Crochemore 04] (Figure 2.5) :

- Les cellules de Merkel, sensibles à une pression constante.
- Les corpuscules de Meissner et de Pacini, sensibles aux mouvements tangentiels et aux vibrations.
- Les récepteurs de Ruffini, sensibles à la vitesse de déplacement du doigt.

Les mécano-récepteurs cutanés sont souvent assimilés à des extéro-récepteurs car ils donnent essentiellement des informations provenant du monde extérieur. Cependant, ces récepteurs sont également activés lors de mouvements isotoniques (*i.e.* à pression constante) de la main et des articulations des doigts [Hulliger 79, Johansson 83, Edin 95]. Ceci indique que ces mécano-récepteurs sont activés par l'étirement de la peau donnant une première explication de leur implication dans les effets proprioceptifs.

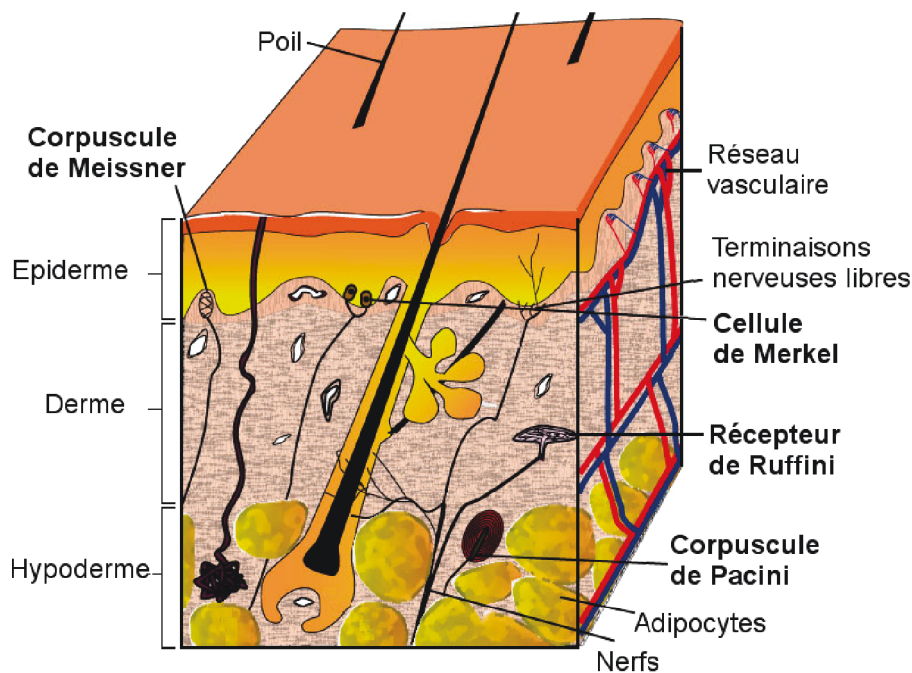


FIGURE 2.5 – Récepteurs de la sensibilité cutanée - [biologiedelapeau.fr]

Muscle

Les mécano-récepteurs musculaires englobent quatre types de récepteurs dont deux sont spécifiques aux muscles : les fuseaux neuromusculaires et les organes tendineux de Golgi [Purves 08].

- Les corpuscules de Pacini, sensibles aux mouvements tangentiels et aux vibrations.
- Les terminaisons nerveuses libres, sensibles aux stimuli nociceptifs (*i.e.* récepteurs à la douleur).
- Les fuseaux neuromusculaires (Figure 2.6), sensibles à la longueur du muscle et à la variation de longueur du muscle.

Ils sont situés à l'intérieur du muscle squelettique. Ils sont constitués de 4 à 10 fibres musculaires spécialisées nommées fibres musculaires intrafusales. Ces fibres n'ont pas de rôle mécanique sur la force développée par le muscle. Elles sont situées dans une capsule conjonctive fibreuse et disposées parallèlement aux fibres musculaires ordinaires. Le récepteur sensoriel est situé dans la région centrale du fuseau.

- Les organes tendineux de Golgi, sensibles à la tension du muscle (*i.e.* le stimulus activateur est la force exercée sur le tendon du muscle).

Ils sont situés à la jonction du tendon et du muscle squelettique, en série avec les fibres musculaires. Cet état leur permet d'être activés durant un étirement passif du muscle ou pendant une contraction musculaire. Cependant, l'activation est plus importante lors d'une contraction musculaire. En effet, lors d'un étirement passif, le changement de longueur totale concerne d'avantage les fibres musculaires que les fibres tendineuses car ces dernières ont une élasticité plus faible.

Les fuseaux neuromusculaires sont placés en parallèle des fibres musculaires alors que les organes tendineux de Golgi sont placés en série. Ces deux dispositions permettent de transmettre des informations de natures différentes et complémentaires sur l'état du muscle. Cependant, ces deux circuits réflexes ne fonctionnent pas en boucle fermée. Les signaux provenant de ces deux récepteurs rejoignent des fibres nerveuses recevant des signaux provenant d'une grande variété de sources (récepteurs cutanés, articulaires...). Cet ensemble de récepteurs aide à réguler la réponse musculaire.

L'essentiel

La proprioception est impliquée dans l'efficacité des dispositifs de compression. Elle concerne un ensemble de mécano-récepteurs situés dans différentes zones du corps dont la peau et le muscle.

Ces mécano-récepteurs sont sensibles à différents stimuli mécaniques : la pression, les mouvements tangentiels et la vitesse pour les récepteurs cutanés ; la longueur et la tension pour les récepteurs musculaires.

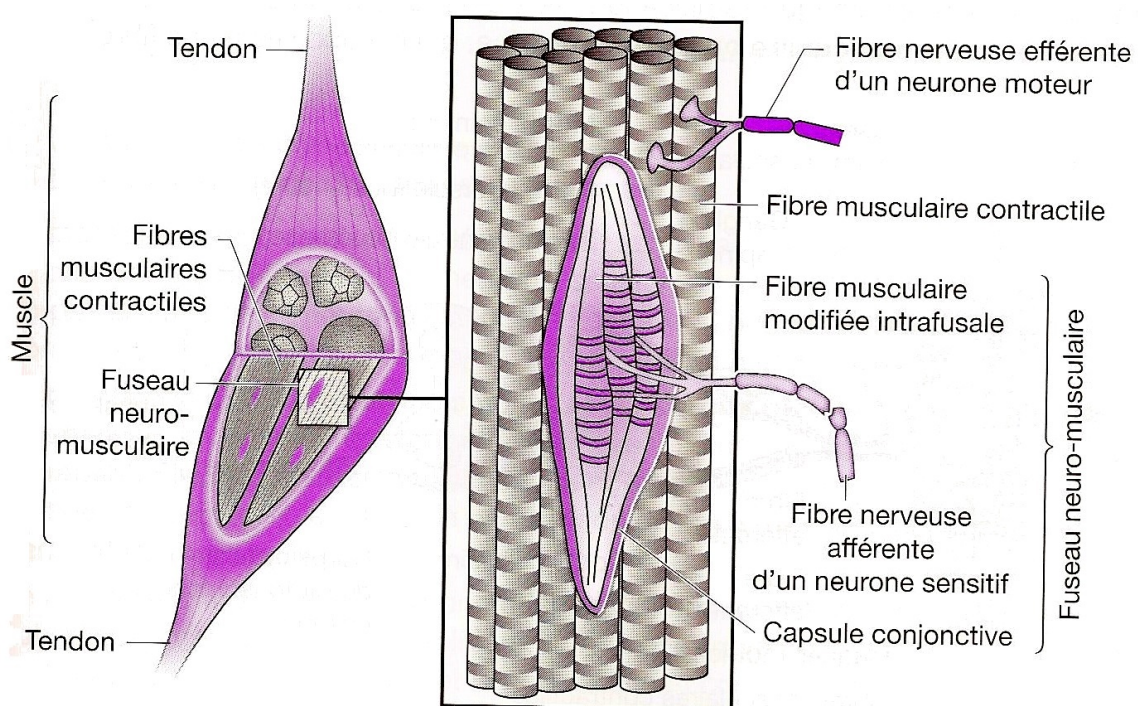


FIGURE 2.6 – Fuseau neuromusculaire - [lewebpedagogique.com].

2.2 État de l’art sur la modélisation des tissus mous de la jambe

La modélisation par éléments finis des tissus mous de la jambe intervient dans plusieurs applications, parmi lesquelles, la réadaptation après un traumatisme et la compression des tissus mous. Plusieurs éléments sont nécessaires au développement de ces modèles éléments finis. La géométrie, les propriétés mécaniques du milieu, les conditions aux limites et la méthode de résolution en sont les éléments principaux. On s’intéresse ici aux modèles biomécaniques par éléments finis développés pour ces deux applications.

Membre inférieur amputé sous le genou

Plusieurs équipes s’intéressent à la modélisation de l’interaction entre un membre inférieur amputé en dessous du genou et sa prothèse [Steege 88, Reynolds 92, Sanders 93, Zhang 95, Silver-Thorn 96, Portnoy 07, Sengeh 13]. Ces modèles étudient essentiellement la pression de contact entre le membre amputé et la prothèse afin de prévenir les douleurs et l’inconfort du port du dispositif. L’objectif final étant d’établir une aide à la conception de la prothèse.

Le premier modèle développé par [Steege 88] permet dans un premier temps de démontrer que la pression à l’interface membre–prothèse peut être prédite par un modèle EF en comparant les résultats de ce modèle avec des mesures expérimentales de pression.

Ensuite, l’équipe de [Reynolds 92] établit un modèle axi-symétrique à partir d’une géométrie de membre amputé idéalisée pour prédire les effets du degré de friction à l’interface membre–prothèse sur les pressions exercées sur la peau. Ceci permet de définir la nécessité d’avoir un glissement ou pas entre le membre et la prothèse. Puis un modèle 3D prenant en compte plusieurs zones dans la répartition des propriétés mécaniques est créé. Cette fois ci, la géométrie 3D de la jambe d’un sujet est obtenue par des scans à rayons X bi-planaires.

Par la suite, [Sanders 93] implémente un modèle similaire en détaillant deux couches de tissus mous anatomiques pour la répartition des propriétés mécaniques, une pour la peau et la graisse, et l’autre pour le muscle.

Une autre approche est tentée par [Quesada 91] en définissant les tissus mous par un jeu de ressorts élastiques.

La principale différence entre ces modèles est l’utilisation d’éléments d’interface pour simuler un comportement de friction ou non à l’interface peau–prothèse.

Plus récemment, [Sengeh 13] réalise un modèle EF personnalisé en prenant en compte la dureté des tissus mous du sujet afin de concevoir une prothèse à impédance variable. Cette étude vérifie le besoin que la prothèse contienne un matériau dur à l’endroit où le tissu mou est souple et inversement, pour le confort du sujet.

La géométrie extérieure et la répartition des tissus à l’intérieur du membre sont déterminées de différentes façons dans ces modèles (Figure 2.7) : tomодensitométrie (*i.e.* technique basée

sur l'absorption des rayons X par les tissus puis numérisation pour une reconstruction tomographique en 2D ou 3D), imagerie par résonance magnétique (*i.e.* technique basée sur les propriétés magnétiques du noyau des atomes d'hydrogène qui dépendent du tissu considéré), ultrasons (*i.e.* technique basée sur la plus ou moins grande aptitude d'un tissu à rétro-diffuser les ultrasons ou échogénicité). Pour la définition de la géométrie extérieure du membre, les scanners à technologie optique (lumière blanche ou laser) peuvent être utilisés.

Concernant les propriétés matériaux des tissus mous, dans la grande majorité des études, l'hétérogénéité de propriétés mécaniques au sein des tissus mous n'est pas ou peu prise en compte. Au mieux, le modèle EF est segmenté en plusieurs parties (Ensemble peau-graisse et ensemble tissus musculaires) pour définir différentes zones plus ou moins dures. Les valeurs des paramètres des lois de comportement utilisées sont le plus souvent tirées de la littérature et donc ne sont pas personnalisées.

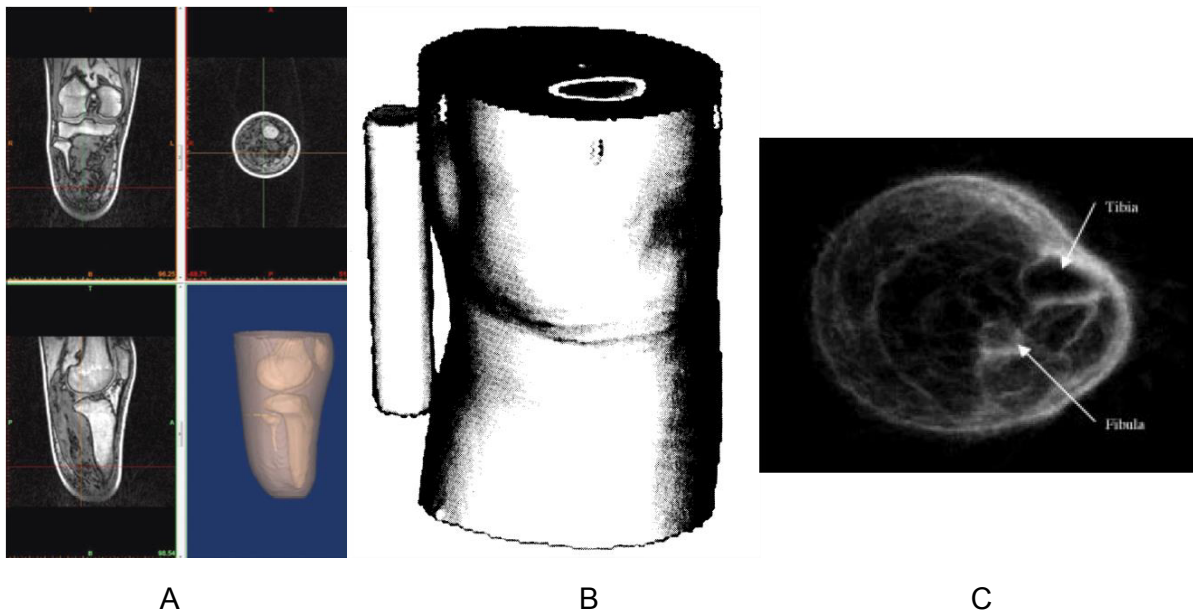


FIGURE 2.7 – Exemples de géométries du membre amputé - A/Reconstruction par IRM [Sengeh 13] B/Reconstruction par tomodensitométrie [Smith 95] C/ Utilisation des ultrasons [Douglas 02].

Membre inférieur sous compression élastique

Plusieurs équipes s'intéressent à la modélisation de la jambe sous compression élastique par bas médical de compression (BMC). Les enjeux de ces modélisations portent sur la compréhension des mécanismes mis en jeu lors de la compression des tissus mous, notamment concernant la déformation des tissus mous, la fermeture des veines et la répartition des pressions à l'interface peau-BMC et à l'intérieur de la jambe.

Ainsi, on note des études portant sur l'interaction sang-veines [Van Donkelaar 01, Cros 02, Downie 08, Wang 12], sur la pression d'interface entre la peau et le bas médical de compression [Dai 99, Liu 06, Dai 07, You 07], sur la transmission de la pression au sein des tissus mous [Bouten 09, Avril 10, Dubuis 12, Rohan 14] et sur la déformation des tissus mous [Dai 99, Narracott 09, Wang 12, Rohan 14].

Le modèle de [Dai 99, Dai 07] (Figure 2.8 - A), simule la pression de contact entre la peau et le bas médical de compression pour un sujet. La géométrie de la jambe est créée à partir d'images IRM et les propriétés mécaniques des tissus mous sont déterminées à partir de données provenant de la littérature. Un seul compartiment de tissus mous est défini dans ce modèle. Ce modèle montre une pression de contact hétérogène sur l'ensemble de la jambe.

Le modèle développé par [Bouten 09] (Figure 2.8 - B) et [Avril 10] utilise une méthode inverse afin de déterminer les propriétés mécaniques des tissus mous de la jambe à partir d'images IRM. Ce modèle 2D est une première dans la création de modèles personnalisés en terme de propriétés mécaniques.

Ensuite, [Dubuis 12] étudie la variabilité inter-sujet des effets de la compression élastique en développant des modèles 3D personnalisés (Figure 2.8 - D). Ces modèles montrent une hétérogénéité dans la distribution de la pression hydrostatique à l'intérieur des tissus mous et également, une grande variabilité inter-sujet de cette répartition.

Enfin, le modèle de [Rohan 14] (Figure 2.8 - C) inclut la position réelle des veines et analyse l'effet de la compression sur la répartition de la pression hydrostatique ainsi que sur la fermeture des veines. Ce modèle complexe inclut un grand nombre de contacts entre les différents groupements musculaires et les interfaces veines-muscles et veines-veines.

L'essentiel

L'état de l'art sur la modélisation des tissus mous de la jambe nous montre l'intérêt croissant de la communauté scientifique à créer des modèles personnalisés pour répondre, soit aux besoins de conception de dispositifs médicaux, soit à la compréhension de la variabilité inter-sujet des effets biomécaniques des dispositifs médicaux.

La définition d'une géométrie personnalisée est maintenant bien établie dans la littérature et plusieurs technologies sont disponibles.

La définition des propriétés mécaniques personnalisées est plus difficile à effectuer, et conduit le plus souvent à l'utilisation de propriétés mécaniques de la littérature.

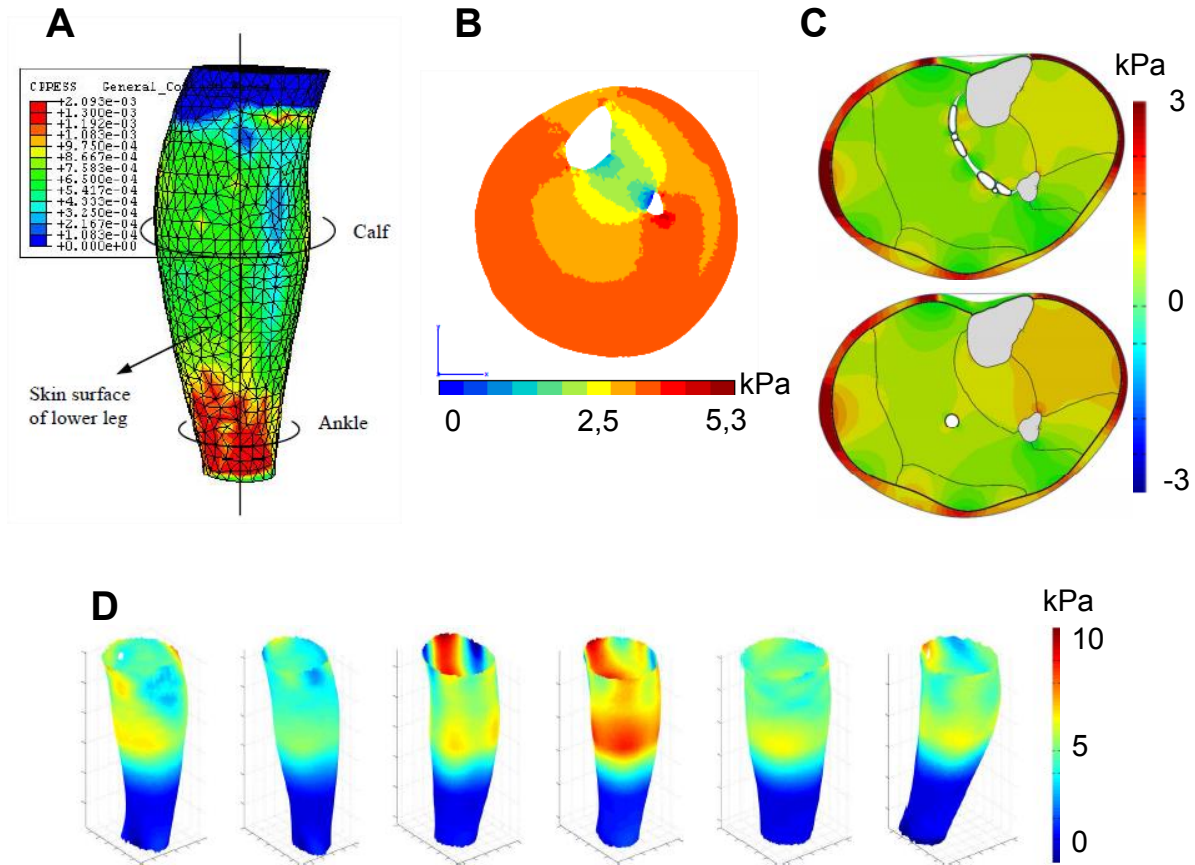


FIGURE 2.8 – Modèles de compression élastique - A/Distribution de la pression de contact (MPa) [Dai 07] B/Distribution de la pression hydrostatique après identification des propriétés mécaniques des tissus mous [Bouten 09] C/ Distribution de la pression hydrostatique et effets sur le système veineux profond [Rohan 14] D/ Distribution de la pression de contact, comparaison inter-sujet [Dubuis 12].

2.3 Identification des propriétés mécaniques des tissus mous

Comme le montre l'état de l'art, peu importe l'application, le développement d'un modèle par éléments finis requiert plusieurs entrées, notamment une géométrie précise de l'anatomie et la détermination des propriétés mécaniques des tissus, spécifiques au sujet étudié.

Les propriétés mécaniques des tissus mous sont de plusieurs ordres de grandeur plus souples que la plupart des matériaux traditionnellement étudiés en ingénierie ; déterminer leur propriétés précisément et dans des conditions physiologiques est donc particulièrement difficile. Nous allons voir ici les différentes méthodes disponibles pour la caractérisation des propriétés mécaniques des tissus mous.

2.3.1 Caractérisation des tissus mous *in vitro*

Traditionnellement, la caractérisation des propriétés mécaniques s'effectue par des tests standards de traction et de compression [Fung 93,Zhang 13]. Ces tests nécessitent la caractérisation précise de la géométrie de l'échantillon (section, longueur), ce qui est souvent difficile à atteindre avec des tissus mous. Ces tests *in vitro*, bien que largement utilisés dans la littérature ont souvent des résultats discordant avec les valeurs enregistrées *in vivo* [Fung 93,Miller 00,Gefen 04].

2.3.2 Caractérisation des tissus mous *in vivo* par méthode inverse

Aujourd'hui, la caractérisation *in vivo* des tissus mous est dominée par l'indentation. Ceci s'explique par la facilité de mise en place de cette technique, sa simplicité d'instrumentation et le faible risque de blessure associé à cette procédure [Balakrishnan 08]. Cette technique consiste à appliquer un déplacement contrôlé sur le milieu d'étude à l'aide d'un indenteur dont la géométrie est caractérisée (*i.e.* sphérique ou cylindrique, le plus souvent) et à recueillir les forces générées par ce milieu en réponse à ce déplacement imposé.

La courbe force/déplacement enregistrée lors d'un test conventionnel d'indentation est ainsi déterminée par la réponse mécanique de tout le milieu d'étude, combinant les contributions du champ-proche (grande déformation) et du champ-éloigné (faible déformation). Cependant, une grande partie de l'information qui concerne l'interaction entre les modules de cisaillement et de compression dans le champ de déformation sous l'indenteur est perdue lors de la capture de cette unique sortie. C'est pourquoi, des méthodes expérimentales supplémentaires sont nécessaires à l'identification de paramètres précis tels que : des capteurs d'indentation secondaire [Balakrishnan 08], le suivi de la surface de tissu [Einstein 05,Evans 07] et des essais indépendants de mécanique conventionnels (*i.e.* compression confinée).

Une autre alternative provient de la caractérisation par la méthode EF inverse. Cette méthode permet d'utiliser des données expérimentales acquises *in vivo* et de manière non invasive tout en donnant la possibilité d'identifier des paramètres de lois de comportement complexes. Cette approche inverse par éléments finis consiste en l'ajustement des propriétés matériaux du milieu du modèle EF, de manière itérative, jusqu'à l'obtention d'une bonne adéquation entre la réponse

du modèle EF et la réponse expérimentale (Figure 2.9). En revanche, le processus itératif rend cette procédure peu rapide. C'est à partir de cette méthode que les études de [Bouten 09, Dubuis 12] par exemple, ont déterminé les propriétés mécaniques des tissus mous de la jambe. Lorsque l'indentation est couplée à la méthode inverse, le modèle numérique simule le dispositif expérimental afin de comparer les sorties. Par exemple, [Iivarinen 11] a déterminé les propriétés mécaniques des couches superficielles de l'avant bras en couplant un modèle EF axi-symétrique multi-couches (peau, graisse), à l'acquisition de la force de réaction des tissus mous de l'avant bras, au déplacement imposé par un indenteur cylindrique appliqué perpendiculairement à la peau. De la même manière, [Vannah 96] a déterminé les propriétés mécaniques des tissus musculaires du mollet.

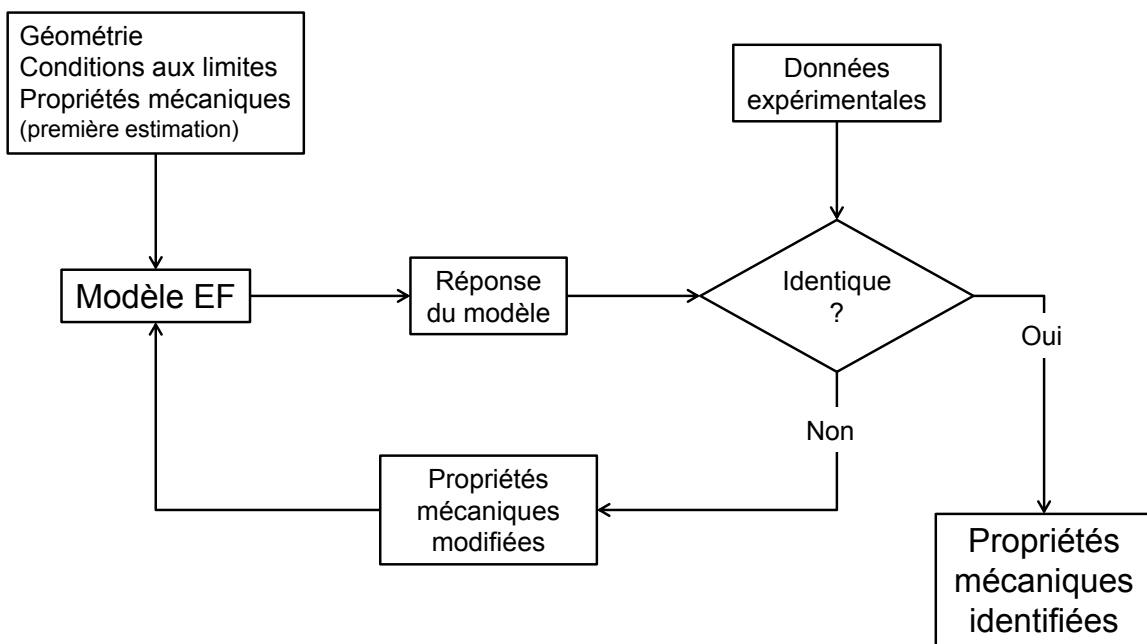


FIGURE 2.9 – Méthodologie d'identification de propriétés mécaniques par méthode inverse.

2.3.3 Caractérisation des tissus mous *in vivo* par mesure directe

Une autre façon d'identifier les propriétés mécaniques des tissus mous est de les mesurer directement *in vivo*. Pour cela, plusieurs technologies sont disponibles. Elles sont exposées ci-dessous.

Elastographie au sens général

L'élastographie est une technique d'imagerie *in vivo* non invasive de l'élasticité des tissus mous [Ophir 91], inspirée de la palpation manuelle effectuée par un praticien. Ces dernières années, son utilisation a connu une croissance immense grâce à son potentiel d'application clinique dans le diagnostic des tumeurs pour les cancers du sein [Hiltawsky 01, Garra 07] et de la prostate [Kallel 99, Alam 05], et pour les maladies cardiaques héréditaires [de Korte 03, Baldewsing 04].

Le concept clé de l'élastographie dite de compression est l'estimation des champs de déformation résultant d'une compression uni-axiale des tissus (habituellement moins de 1% de déformation nominale) en s'appuyant sur la théorie de la mécanique des milieux élastiques. Dans sa forme traditionnelle [Ophir 91], l'élastographie de compression utilise une sonde échographique 2D pour comprimer les tissus mous et estimer le champ de déformation 2D résultant, nommé élastogramme, à partir des lignes d'écho des ondes radio-fréquences émises par la sonde et renvoyées par la région d'intérêt.

Il est montré que les propriétés mécaniques d'un tissu sont corrélées à sa physiopathologie [Krouskop 98, Wellman 99]. Ceci permet de localiser un nodule dur au sein des tissus, avec une sensibilité supérieure à celle de la palpation manuelle pratiquée en clinique.

A l'origine, cette technique n'est que qualitative (*i.e.* on mesure la dureté relative des tissus par rapport à leur environnement). Cependant, ces dernières années de nouvelles avancées technologiques permettent à présent d'avoir des mesures quantitatives. On s'intéressera notamment ici à l'élastographie ultra-sonore par ondes de cisaillement ou Shear Wave (SW) et à l'élastographie par résonance magnétique ou Magnetic Resonance Elastography (MRE).

Elastographie ultrasonore

L'élastographie transitoire par ondes de cisaillement ou élastographie Shear Wave (SW) vise à appliquer une impulsion à l'intérieur du milieu d'étude afin de générer une onde de cisaillement et à mesurer la vitesse de déplacement de cette onde de cisaillement [Bercoff 04b, Tanter 07, Defieux 08].

Dans cette technique, la sonde échographique envoie des ondes de compression (Figure 2.10 - a) focalisées à un endroit précis, ou *pushs*, de manière à les concentrer et créer une pression de radiation. La pression de radiation est une force volumique qui se crée dans le milieu lors de la propagation d'une onde de compression par transfert de quantité de mouvement avec le milieu [Torr 84]. C'est cette pression de radiation qui va générer une onde de cisaillement (Figure 2.10 - b) en chaque *push*. Puis, ces ondes de cisaillement vont interférer les unes avec

les autres pour créer un front d'onde de cisaillement se propageant dans le milieu.

La vitesse des ondes de compression dans le corps humain est assimilée à celle de l'eau, soit 1500 m.s^{-1} . La vitesse des ondes de cisaillement quant à elle, diffère d'un tissu mou à l'autre en variant entre 1 m.s^{-1} et 20 m.s^{-1} . Cette grande différence de vitesse est un des éléments qui rend cette technologie possible. En effet, une fois que le front d'onde de cisaillement est créé (Figure 2.11 - 1), l'échographe passe en mode imagerie ultra-rapide et visualise le déplacement de l'onde de cisaillement en mesurant le temps entre l'envoi des ondes de compression à travers le milieu et la réception des échos perturbés par le passage de l'onde de cisaillement (Figure 2.11 - 2). Un apport technologique important est la fréquence d'acquisition des images de cet échographe allant jusqu'à 5000 Hz contrairement à 50 Hz pour un échographe classique. A partir de la vitesse de l'onde de cisaillement, il est possible de remonter au module de cisaillement, μ , qui en élasticité, est proportionnel à sa vitesse, V , par : $\mu = \rho V^2$, avec ρ , la densité volumique du matériau.

Enfin, en considérant le milieu comme quasi-incompressible, il est possible de remonter au module de Young par : $E = 3\mu$.

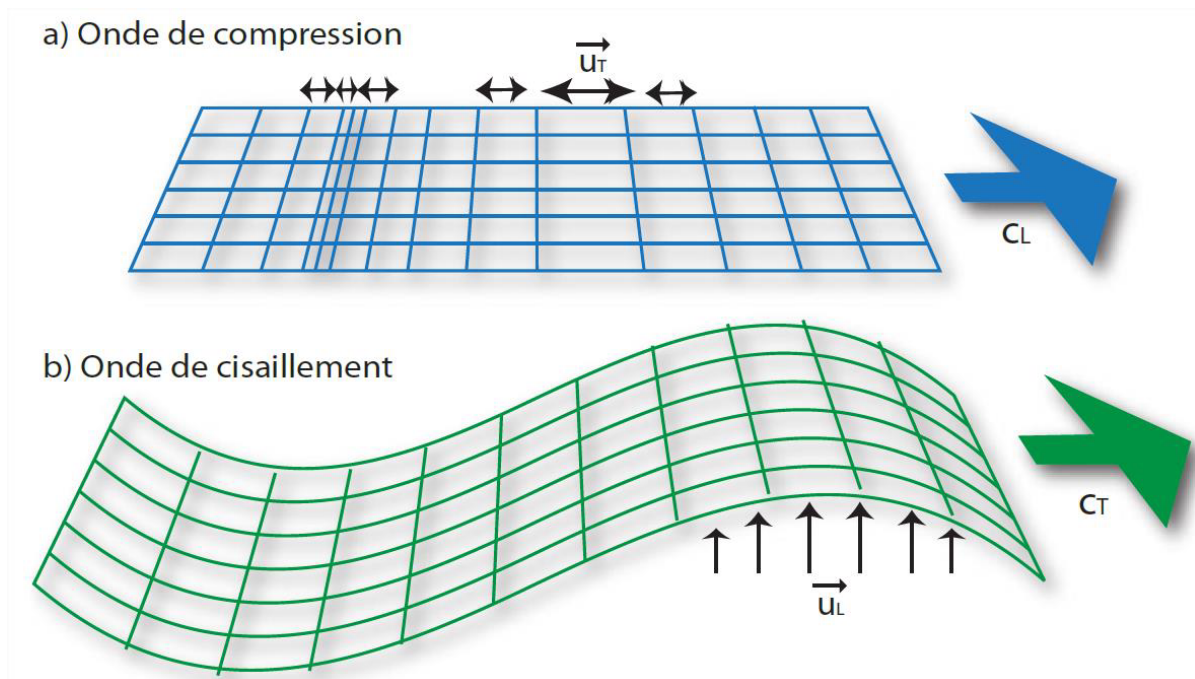


FIGURE 2.10 – Définition de l'onde de compression et de l'onde de cisaillement.

- a) L'onde de compression se propage par des variations de volume successives du milieu. Son déplacement est parallèle à sa direction de propagation.
- b) L'onde de cisaillement se propage par des mouvements successifs perpendiculaires à la direction de propagation. [Deffieux 08]

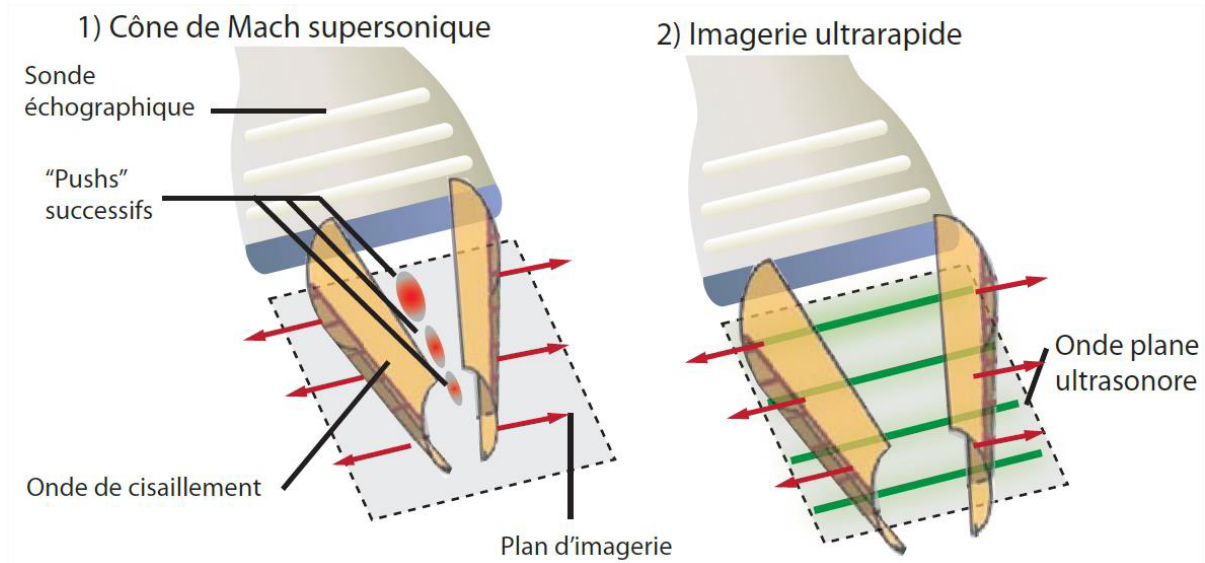


FIGURE 2.11 – Principe de l'élastographie par ondes de cisailment.

- 1) Les ondes de compression sont focalisées successivement à des profondeurs différentes. Ces *pushs* génèrent un front d'onde de cisailment.
- 2) L'échographe passe en mode acquisition et détermine la vitesse de déplacement de l'onde de cisailment par les temps de retour des ondes de compression. [Deffieux 08]

Elastographie par résonance magnétique

L'élastographie par résonance magnétique est une technique d'élastographie stationnaire [Muthupillai 95]. L'objectif est similaire à l'élastographie par ondes de cisailment car elle vise à mesurer la vitesse d'une onde de cisailment basse fréquence dans le milieu d'étude.

Dans cette technique, un vibreur externe est utilisé pour faire vibrer le milieu d'étude à une basse fréquence, comprise généralement entre 50 Hz et 100 Hz, suivant l'organe analysé. Une séquence d'IRM spécifique encode le mouvement à cette fréquence. Puis, à la manière d'un stroboscope, l'acquisition est effectuée sur plusieurs points par période, donnant un film en 3D du mouvement de l'onde dans le milieu d'étude. Et de la même manière qu'en élastographie par onde de cisailment, le champ des déplacements obtenu en 3D permet de remonter au module de Young.

Cette technique quantitative permet d'obtenir des images d'une résolution typiquement égale à $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ pour un temps d'acquisition d'une dizaine de minutes. Cette technique, applicable normalement à tout le corps, nécessite néanmoins de pouvoir positionner le vibreur proche de l'organe pour générer l'onde de cisailment. Elle est actuellement utilisée pour le sein [Sinkus 00], le foie [Huwart 06], le muscle [Bensamoun 08]...

L'inconvénient majeur de cette technologie est le coût qui la rend inapplicable dans certains cas par exemple pour la détection systématique des cancers. De plus le temps d'acquisition ne permet pas par exemple, d'étudier facilement l'effet de la contraction sur les propriétés mécaniques

des tissus mous.

L'essentiel

L'identification des propriétés mécaniques est un vaste domaine.

Différentes stratégies existent :

- Identification *in vitro*
- Identification *in vivo* par mesure directe
- Identification par méthode inverse

Elles s'appuient sur diverses technologies :

- Indentation
- Elastographie par ondes de cisaillement
- Elastographie par résonance magnétique

L'idée ici est de déterminer la meilleure stratégie à appliquer pour obtenir des données fiables, rapides et personnalisées, en fonction des technologies mises à disposition.

2.4 Positionnement de l'étude

Les études présentées dans l'état de l'art montrent que l'utilisation de modèles biomécaniques personnalisés par éléments finis aident à la compréhension des mécanismes des dispositifs médicaux, notamment pour l'étude des effets des bas médicaux de compression. La création de ces modèles requiert plusieurs entrées, dont une géométrie et des propriétés mécaniques.

Objectifs

Dans cette thèse, on se concentre sur le développement de méthodologies permettant de déterminer l'anatomie et les propriétés mécaniques des tissus mous de la jambe de manière personnalisée. Ces méthodologies doivent être faciles à mettre en œuvre et rapides afin de pouvoir étudier aisément plusieurs sujets. On considère également les hétérogénéités des propriétés mécaniques au sein des tissus mous superficiels.

Dans une première étape, on utilise l'élastographie ultra-sonore par ondes de cisaillement pour identifier les propriétés mécaniques des tissus mous superficiels. Cette technologie ne permettant pas d'atteindre la totalité des tissus mous de la jambe, on implémente dans une deuxième étape une méthode inverse permettant d'identifier les propriétés mécaniques des tissus mous profonds. Ces méthodologies sont caractérisées puis validées par l'étude biomécanique de la jambe sous compression élastique.

Afin de réaliser ce travail de thèse, certaines hypothèses sont faites :

- Pour plusieurs raisons, il est choisi de rester dans un cas bi-dimensionnel pour cette étude. La première vient du fait que l'étude des effets mécaniques de dispositifs médicaux sur les tissus mous comporte de nombreuses non-linéarités, dues à la géométrie et aux lois de comportement gouvernant la réponse des tissus mous à une action mécanique externe. Ces non-linéarités causent des difficultés de convergence lors du calcul par éléments finis qui sont grandement diminuées par l'utilisation d'un modèle 2D. De plus, [Avril 10] montre que l'utilisation d'un modèle EF 2D pour l'étude de la compression élastique apporte une erreur inférieure à 5%.
La deuxième raison provient de la volonté d'utiliser un processus itératif lors de l'identification des propriétés mécaniques. Ceci oblige à définir un modèle EF ayant un temps de calcul raisonnable.
Enfin, la troisième raison provient du choix d'utiliser l'échographie pour déterminer l'anatomie des tissus mous. Ceci rend difficile l'implémentation d'un modèle 3D.
- Ce modèle EF est créé sous hypothèse de déformation plane.
Cette hypothèse commune lors des études en cas bi-dimensionnel signifie qu'il n'y a pas de déformation perpendiculaire au plan de coupe. Des études précédentes [Bouten 09,

Dubuis 12] ont montré que cette hypothèse introduit une erreur d'environ 5% sur la distribution de la pression hydrostatique par rapport à un modèle tri-dimensionnel.

- On considère le comportement des tissus mous comme hyper-élastique, isotrope transverse et quasi-incompressible.

Une loi hyper-élastique permet de prendre en compte les déformations parfois supérieures à 10% que subissent les tissus mous durant la compression élastique ou la compression localisée de la jambe.

L'utilisation de l'élastographie ultra-sonore par ondes de cisaillement nous permet de prendre en compte l'hétérogénéité locale de propriétés mécaniques au sein des tissus mous superficiels. La reconstruction du module élastique impose de considérer les matériaux comme isotrope (*i.e.* la direction de sollicitation n'influe pas sur la réponse du matériau). Toutefois, cette hypothèse est raisonnable dans notre cas. En effet, le modèle bi-dimensionnel de la jambe est considéré par une coupe transversale ; dans cette configuration les tissus musculaires peuvent être considérés comme isotrope transverse car les fibres musculaires sont majoritairement positionnées perpendiculairement au plan transversal de la jambe.

Les tissus mous sont considérés comme étant quasi-incompressibles. Ceci est justifié par leur teneur élevée en eau qui ne peut pas être drainée *in vivo*.

- Enfin, ce travail exploratoire est restreint à l'étude d'un membre à l'état quasi-statique.

2.5 Conclusion

Dans ce chapitre, le contexte de ce travail du point de vue médical, scientifique et technologique est abordé. Ceci nous permet de définir le positionnement de ce travail de thèse.

Les chapitres suivant détaillent les deux méthodologies mises en place afin d'étudier par le biais d'un modèle EF les effets biomécaniques de la compression élastique sur les tissus mous de la jambe humaine.

Chapitre

3

Identification des propriétés mécaniques des tissus mous superficiels

Dans ce chapitre, nous présentons la méthodologie développée pour identifier les propriétés mécaniques des tissus mous superficiels de la jambe. Après une présentation détaillée de la méthodologie mise en place et sa caractérisation, les résultats de ce protocole appliqué à 5 sujets volontaires sont exposés. Enfin, les limites et perspectives de cette méthode sont abordées.

Sommaire

3.1	Introduction	34
3.2	Matériels et méthodes	35
3.2.1	Acquisition des données	35
3.2.2	Recalage des images	36
3.2.3	Traitement des données	38
3.3	Résultats	45
3.3.1	Caractérisation de la méthode	45
3.3.2	Reconstruction des scans B-mode pour 5 sujets	45
3.3.3	Distribution des modules d'élasticité SW pour 5 sujets	47
3.4	Discussion	51
3.4.1	Apports de l'étude	51
3.4.2	Méthodologie de reconstruction	51
3.4.3	Propriétés matériaux des tissus mous superficiels	52
3.4.4	Limites et perspectives	53
3.5	Conclusion	58

3.1 Introduction

L'objectif de cette étude est d'identifier les propriétés mécaniques des tissus mous superficiels de la jambe. Les propriétés mécaniques des tissus mous jouent un rôle important dans la transmission de la pression appliquée sur la peau par le dispositif médical de compression jusqu'aux veines. Les résultats de cette étude serviront ensuite d'entrée au modèle par EF de la jambe sous compression élastique développé dans le chapitre 5.

Afin de mettre en place cette méthodologie, il est décidé de construire et caractériser cette méthodologie sur un sujet volontaire sain, puis de l'appliquer à 4 autres sujets volontaires sains. Des sujets sains sont choisis car l'objectif de cette étude n'est pas de détecter des pathologies mais de développer une méthode de caractérisation mécanique des tissus mous. Par la suite, il serait intéressant d'évaluer s'il y a une différence significative entre les propriétés mécaniques des tissus mous des sujets sains et des sujets ayant une pathologie veineuse. Les volontaires sont recrutés parmi l'entourage et choisis pour avoir des morphologies et pratiques sportives variées. Ceci permettra d'étudier la nécessité d'avoir des modèles EF personnalisés en terme de géométrie et de propriétés mécaniques des tissus mous.

Dans ce chapitre, les différentes étapes de la détermination des propriétés mécaniques des tissus mous allant de la peau au *fascia cruris* par élastographie ultra-sonore par ondes de cisaillement sont détaillées. Après la caractérisation de cette méthodologie, les résultats de son application à 5 sujets volontaires sains pour deux états musculaires (actif et inactif) sont présentés.

Ce chapitre fait partie d'une étude préliminaire couplant cette méthodologie à un modèle biomécanique par EF de la jambe sous compression élastique parue dans le journal *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* (accepté, disponible en ligne), sous le titre *Prediction of the Biomechanical Effects of Compression Therapy by Finite Element Modeling and Ultrasound Elastography*. La version auteur de cet article est disponible en annexe A.

3.2 Matériels et méthodes

3.2.1 Acquisition des données

La méthodologie développée dans cette étude est dans un premier temps testée sur un sujet volontaire (une femme de 22 ans) dont sont acquis des scans IRM de la jambe et des données ultra-sonores. Ce même protocole est ensuite réalisé sur 4 autres volontaires sains (3 hommes, 1 femme, âge moyen : 27 ans).

Avant l’acquisition des données ultra-sonores, une contraction volontaire maximale (CVM) isométrique (*i.e.* conservant la même longueur musculaire) est demandée au sujet et la réponse d’un capteur de couple relié au pied est enregistrée. 30% de cette CVM est ensuite prise comme base de contraction pour s’assurer de la bonne répétabilité de la mesure. Un programme codé sous LabVIEW® (National Instruments, Austin, TX, USA) développé en interne permet d’afficher le couple développé durant la contraction volontaire isométrique. Ceci donne un retour visuel au volontaire pour s’assurer que la force désirée est maintenue tout au long de l’acquisition des données ultra-sonores.

L’élastographe ultra-sonore Aixplorer® (SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France) est utilisé pour acquérir l’anatomie et la distribution des modules élastiques des tissus mous superficiels de la jambe. Dans le reste du chapitre, une distinction est faite entre les *scans B-mode* et les *cartes d’élasticité* par ondes de cisaillement (Shear Wave, SW).

Les *scans B-mode* (échographie conventionnelle) permettent une visualisation de l’anatomie de la jambe, correspondant à l’échogénicité du milieu (Figure 3.2). Ces cartes sont affichées dans une échelle de gris.

Les *cartes d’élasticité* SW présentent les valeurs des modules élastiques calculés à partir de la vitesse du champ d’ondes de cisaillement à l’intérieur du milieu parcouru (Chapitre 2, section 2.3.3). Ces cartes sont affichées dans une échelle de fausses couleurs.

Un dispositif expérimental (Figure 3.4) est développé en interne pour tenir la sonde échographique à différentes positions autour de la jambe. Une attention particulière est portée sur la perpendicularité du plan d’acquisition par rapport à l’axe du tibia. Afin de réduire au minimum les mouvements du sujet, la chaussure droite est fixée à la plaque. Pour minimiser la compression des tissus mous par la sonde, un petit bac de gel échographique est conçu pour placer la sonde à environ 0,5 cm de la peau. Ce montage permet à la sonde de faire le tour complet (360°) de la jambe.

A chaque position autour de la jambe, les scans B-mode et les cartes d’élasticité SW sont acquis simultanément en utilisant une sonde 4-15 MHz avec 256 éléments piézoélectriques (SuperLinear™, SL15-4). Les données sont enregistrées d’abord dans un état musculaire passif puis dans un état musculaire actif, correspondant à 30% de CVM. Cette procédure requiert plusieurs acquisitions consécutives à différentes positions angulaires, notées β_i , $1 \leq i \leq N$, avec $N = 37$.

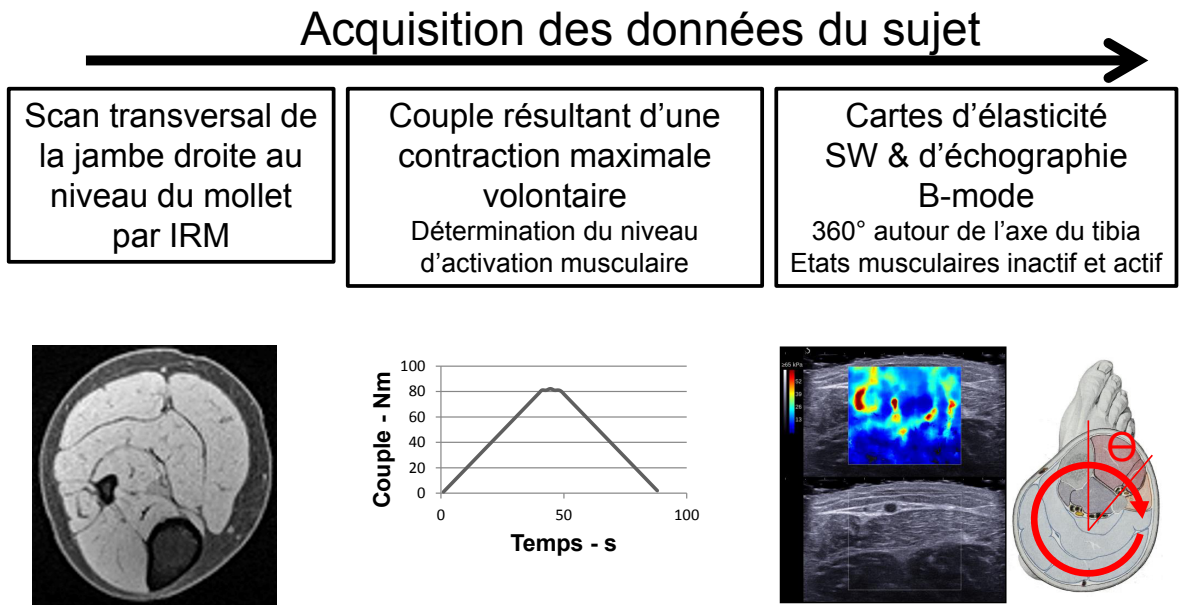


FIGURE 3.1 – Parcours du sujet

3.2.2 Recalage des images

Cette procédure conduit à avoir un grand nombre d'images (scans B-mode et cartes d'élastographie SW) à recaler les unes par rapport aux autres. Ce préambule présente le concept du recalage d'images.

Le recalage d'images est utilisé pour superposer spatialement des images [Umeyama 91, Zitova 03]. On s'occupera ici de déterminer la transformation de corps rigide permettant de recaler une image sur l'autre. L'objectif est d'estimer la rotation et la translation permettant de positionner deux images acquises par ultrasons dans un même repère global.

Transformation de corps rigide

Soit une image 0 et une image 1, la transformation de corps rigide plaçant l'image 0 dans le repère de l'image 1 est définie par une rotation et une translation (Figure 3.3) en suivant la relation :

$$\begin{pmatrix} x_i^0 \\ y_i^0 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_t \\ y_t \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix} \begin{pmatrix} x_i^1 \\ y_i^1 \end{pmatrix} \quad (3.1)$$

Avec x_i^0 et y_i^0 , les coordonnées en x et y des points i , de l'image 0 ; x_i^1 et y_i^1 , les coordonnées en x et y des points i , de l'image 1 ; x_t et y_t , les composantes en x et en y du vecteur de la translation à déterminer ; θ , l'angle de rotation à déterminer.

Sur chaque image, plusieurs points sont sélectionnés par l'utilisateur. Ces points correspondent à des repères anatomiques (par exemple, bords des os) visibles sur les deux images.

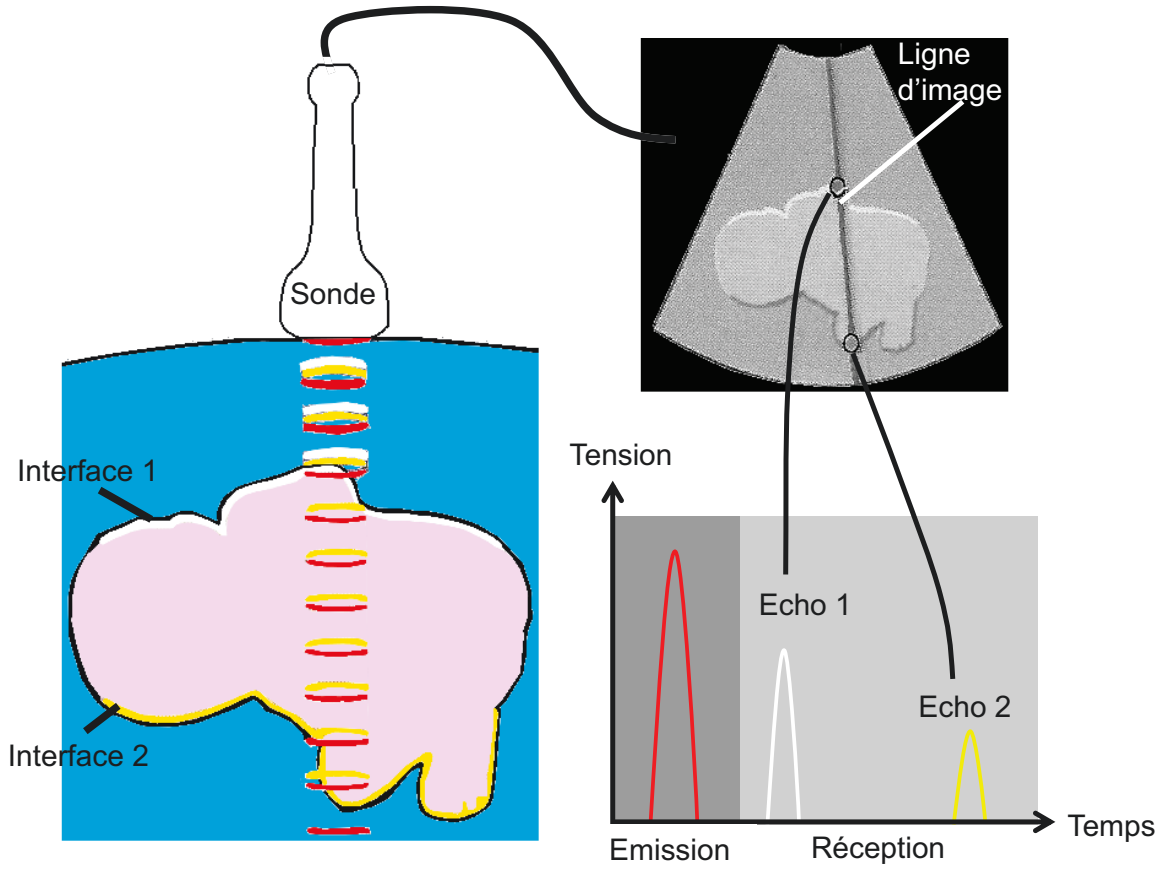


FIGURE 3.2 – Principe de formation d’une image B-mode – Une ligne d’image échographique est construite à partir des échos des ondes de compression envoyés par la sonde. Ces échos résultent d’une différence d’impédance acoustique (*i.e.* propriété intrinsèque) entre deux structures au sein du milieu étudié.

Afin de déterminer la transformation de corps rigide, la méthode des moindres carrés est implémentée pour minimiser la distance entre ces repères anatomiques. Pour cela, on définit :

$$\begin{aligned} x_\theta &= \cos(\theta) \\ y_\theta &= \sin(\theta) \end{aligned} \quad (3.2)$$

$$A = \begin{bmatrix} 1 & 0 & xc_1^0 & -yc_1^0 \\ 1 & 0 & xc_2^0 & -yc_2^0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ 1 & 0 & xc_n^0 & -yc_n^0 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

$$B = \begin{bmatrix} 0 & 1 & yc_1^0 & xc_1^0 \\ 0 & 1 & yc_2^0 & xc_2^0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 1 & yc_n^0 & xc_n^0 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

$$X = \begin{pmatrix} x_t \\ y_t \\ x_\theta \\ y_\theta \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

$$Y = \begin{pmatrix} xc_1^1 \\ xc_2^1 \\ \dots \\ xc_n^1 \\ yc_1^1 \\ yc_2^1 \\ \dots \\ yc_n^1 \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

Avec n , le nombre de points sélectionnés par l'utilisateur ; xc_i^0 et yc_i^0 , les coordonnées en x et y des points i centrés de l'image 0 ; xc_i^1 et yc_i^1 , les coordonnées en x et y des points i centrés de l'image 1. On s'attardera à vérifier que $\|x_\theta + i y_\theta\| = 1$, afin qu'il n'y ait pas de déformation entre les images. Ceci nous permet d'écrire :

$$X = (A'A)^{-1}A'Y \quad (3.7)$$

Ainsi, les paramètres de la transformation de corps rigide : x_t , y_t et θ , composants du vecteur inconnu X sont calculés.

3.2.3 Traitement des données

Les paires d'images adjacentes, notées I_i et I_{i-1} acquises respectivement aux angles β_i et β_{i-1} , sont ensuite assemblées en utilisant un programme codé sous Matlab[®].

Après avoir choisi un minimum de 4 repères anatomiques (*i.e.* veines, nerfs, croisements d'aponévroses) dans chaque paire d'images adjacentes, une transformation rigide \mathbf{F}_i^0 reliant les systèmes de coordonnées des deux images adjacentes est calculée par une minimisation au sens des moindres carrés [Umeyama 91]. Ensuite, un facteur de corrélation croisé est estimé sur la zone où les deux images se superposent et ce facteur de corrélation croisé est optimisé en mettant à jour la transformation rigide par l'algorithme Nelder-Mead [Nelder 65], pour arriver finalement à la transformation \mathbf{F}_i . En répétant cette procédure pour tous les i allant de 2 à N , toutes les paires d'images adjacentes sont assemblées consécutivement. En alignant le système de coordonnées de la première image, I_1 , avec le système de coordonnées global, la transformation rigide $\mathbf{G}_i = \mathbf{F}_2 \times \dots \times \mathbf{F}_i$ est appliquée à chaque image I_i afin de les placer sur le système de coordonnées global (Figure 3.5).

Pour plusieurs raisons, d'autres contraintes ont dû être considérées pour s'assurer d'une corrélation croisée optimale entre I_1 et $\mathbf{G}_N(I_N)$. Une première raison est que le sujet peut bouger pendant l'acquisition des données, les images acquises peuvent donc provenir de différents plans

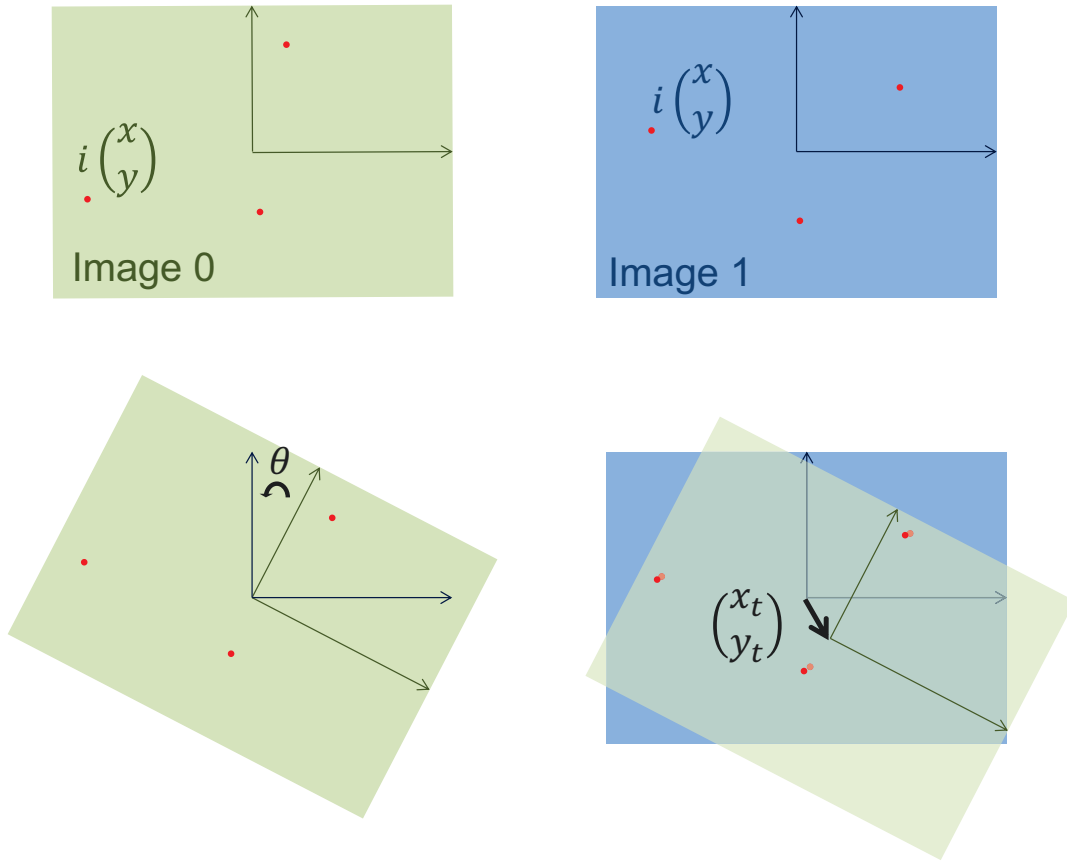


FIGURE 3.3 – Schéma de principe de la transformation de corps rigide - Les paramètres de la transformation de corps rigide plaçant l'image 0 dans le repère de l'image 1 sont x_t , y_t et θ .

transverses de la jambe. Aussi, les images échographiques ont une distorsion due à la largeur du faisceau d'ultrasons. Également, la procédure d'assemblage n'est pas entièrement automatique (points sélectionnés par l'utilisateur), ce qui peut provoquer une erreur dépendante de l'utilisateur. Pour corriger ces erreurs, plusieurs options sont considérées et testées.

- **Option 1.** Déterminer une transformation \mathbf{F} telle qu'en appliquant $\mathbf{F} \times \mathbf{F}_i$ à la place de \mathbf{F}_i à chaque I_i , $\mathbf{G}_N(I_N) = \mathbf{F} \times \mathbf{F}_2 \times \dots \times \mathbf{F} \times \mathbf{F}_i \times \dots \times \mathbf{F} \times \mathbf{F}_N(I_N)$ maximise la corrélation croisée entre I_1 et I_N .

Ici, l'erreur est considérée comme systématique entre toutes les images. L'angle d'ouverture est divisé par le nombre d'images et cet angle correctif est utilisé pour corriger la composante rotation des transformations de corps rigide. Ensuite, les deux autres composants des transformations de corps rigide (les deux translations) sont calculés en maximisant la corrélation croisée entre deux images successives. Ces trois composantes correctives, la rotation et les deux translations sont représentées par \mathbf{F} dans l'équation.

- **Option 2.** Modéliser le contour obtenu non fermé de la jambe par des poutres courbées et déformer ce contour jusqu'à sa fermeture. Ceci donne un jeu de transformations \mathbf{F}_i^b pour chaque image I_i , tout en s'assurant que $\mathbf{F}_2^b \times \mathbf{F}_2 \times \dots \times \mathbf{F}_i^b \times \mathbf{F}_i \times \dots \times \mathbf{F}_N^b \times \mathbf{F}_N = \mathbf{I}$,

\mathcal{I} étant la transformation identique.

Ici, l'erreur n'est plus considérée comme systématique et l'idée est d'utiliser la méthode par éléments finis (EF) pour calculer chaque erreur individuelle. Le long du *fascia cruris*, une centaine de points est sélectionnée manuellement sur le contour non fermé de la reconstruction des scans B-mode de la jambe. Les points premier et dernier sont déterminés comme étant le même repère anatomique. Ensuite, ces points sont utilisés pour définir une poutre courbée modélisée par EF sur Abaqus[®]. Deux conditions limites sont définies. La première condition limite encastre l'une des extrémités du contour et la deuxième condition limite impose un déplacement à l'autre extrémité entraînant la fermeture du contour. Enfin, la simulation EF calcule les déplacements et rotations de tous les points (Figure 3.6). Ces déplacements et rotations, \mathbf{F}_i^b , sont utilisés pour mettre à jour chaque paramètre des transformations de corps rigide déterminé précédemment pour fermer le contour de la jambe.

— **Option 3.** Minimiser un facteur global :

$$\bar{d} = d(I_1, \mathbf{G}_N(I_N)) + \sum_{i=1}^{N-1} d(\mathbf{G}_i(I_i), \mathbf{G}_{i+1}(I_{i+1})) \quad (3.8)$$

Avec \bar{d} la fonction objectif à minimiser représentant la distance entre les repères anatomiques placés dans le système de coordonnées global qui sont censés être superposés. En utilisant l'algorithme Nelder-Mead, la fonction objectif \bar{d} est minimisée en mettant à jour les paramètres de la transformation de corps rigide \mathbf{G}_i , pour toutes les transformations en même temps.

Ici, l'objectif est de trouver les paramètres de transformation de corps rigide globalement plutôt que de trouver un facteur correctif à la reconstruction précédente. Pour ce faire, dix repères anatomiques sont sélectionnés sur l'image I_i et les mêmes dix repères anatomiques sont sélectionnés sur l'image I_{i+1} (Figure 3.7). Ce processus est répété pour toutes les images jusqu'à revenir à la première, c'est-à-dire que dix repères anatomiques sont sélectionnés sur l'image I_N et les mêmes dix repères anatomiques sont sélectionnés sur l'image I_1 . Ensuite, pour chaque paire d'images I_i et I_{i+1} , les paramètres de la transformation de corps rigide \mathbf{G}_i sont calculés et tous les repères anatomiques sélectionnés sont placés dans le système de coordonnées global. A la suite de cette première estimation de \mathbf{G}_i , une fonction objectif \bar{d} est définie comme la distance entre chaque repère anatomique qui sont censés être superposés lorsqu'ils sont placés dans le système de coordonnées global. En utilisant l'algorithme Nelder-Mead, \bar{d} est minimisée en mettant à jour les paramètres de la transformation de corps rigide \mathbf{G}_i .

Chaque option a été considérée et implémentée. Les résultats obtenus par les différentes options de reconstruction permettant un contour de la jambe fermé sont présentés en figure 3.8. La somme des différences des valeurs de niveaux de gris des parties superposées est calculée pour les trois options présentées. Les valeurs sont 30,2 pour l'option 1, 29,6 pour l'option 2 et 29,4 pour l'option 3. L'option 3 est l'approche qui donne une correspondance optimale entre les

paires d'images (Figure 3.8 - c). De plus, elle est plus robuste en raison de son approche globale du problème. La transformation de corps rigide calculée par la méthode présentée en option 3 est donc utilisée ultérieurement pour reconstruire les scans B-mode et les cartes d'élasticité SW.

Pour chaque position angulaire, notée β_i , $1 \leq i \leq N$, ($N = 37$), quatre cartes d'élasticité SW sont acquises et moyennées, donnant une seule image d'élasticité notée J_i . Ensuite, chaque image J_i est alignée avec le système de coordonnées global en appliquant la transformation de corps rigide précédemment calculée par l'option 3 : $\mathbf{G}_i(J_i)(\mathbf{G}_1 = \mathbf{I})$, permettant la reconstruction de toute la distribution des modules élastiques SW des tissus superficiels de la jambe.

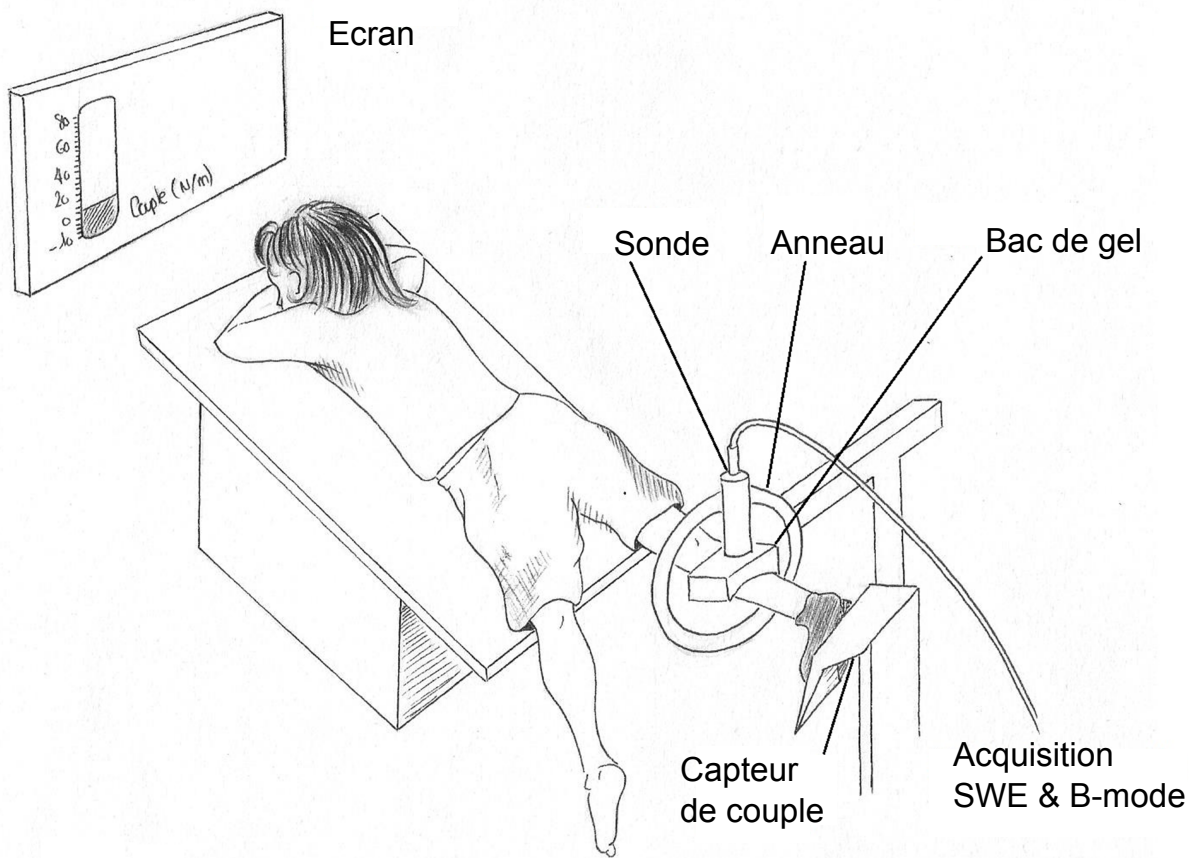


FIGURE 3.4 – Montage expérimental - La sonde est fixée sur un anneau qui permet l'acquisition d'images tout autour de la jambe. Le pied du sujet est fixé par une chaussure à un capteur de couple. Les valeurs du capteur de couple sont affichées sur un écran placé en face du sujet permettant un retour. Les données, scans B-mode et cartes d'élasticité par ondes de cisaillement sont acquises avec l'élastographe Aixplorer® (SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France).

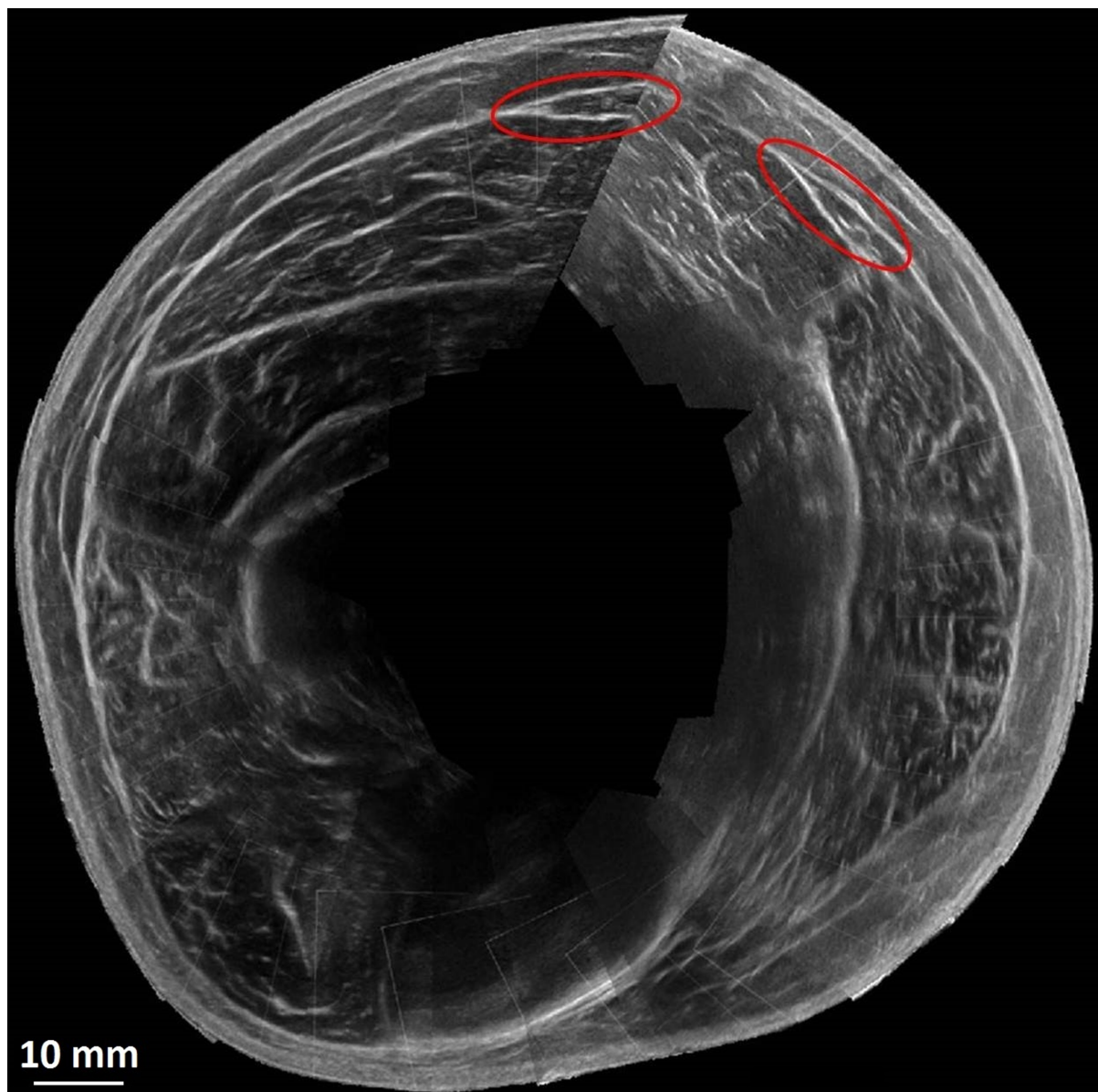


FIGURE 3.5 – Reconstruction initiale des scans B-mode - La reconstruction de la jambe n'est pas fermée (cercles rouges).

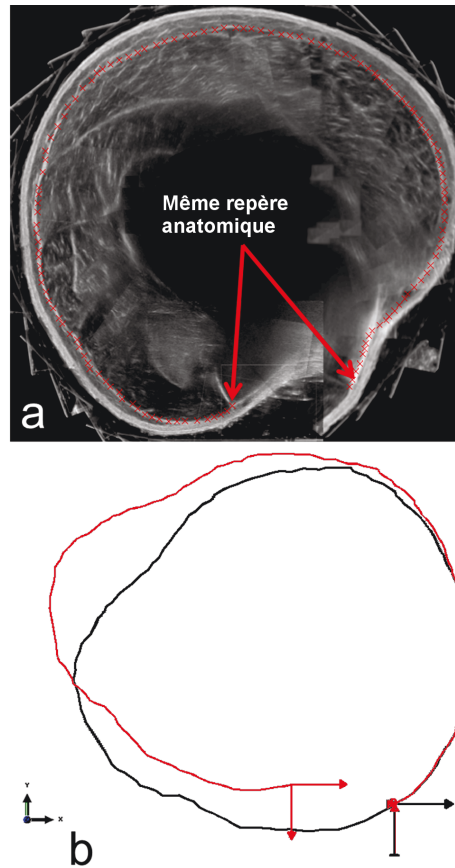


FIGURE 3.6 – Schéma global de la deuxième option pour la méthode de reconstruction - (a) Contour de l'aponévrose (rouge) sur la reconstruction initiale des scans B-mode. (b) Pre-simulation (rouge) et post-simulation (noir) de la fermeture du contour par méthode éléments finis.

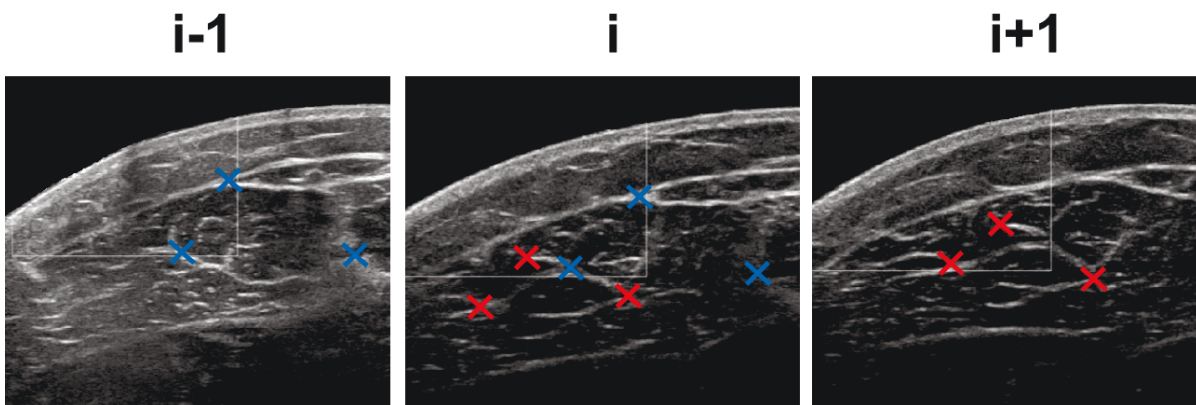


FIGURE 3.7 – Schéma global de la troisième option pour la méthode de reconstruction - Les mêmes repères anatomiques sont sélectionnés pour chaque image de toutes les paires d'images.

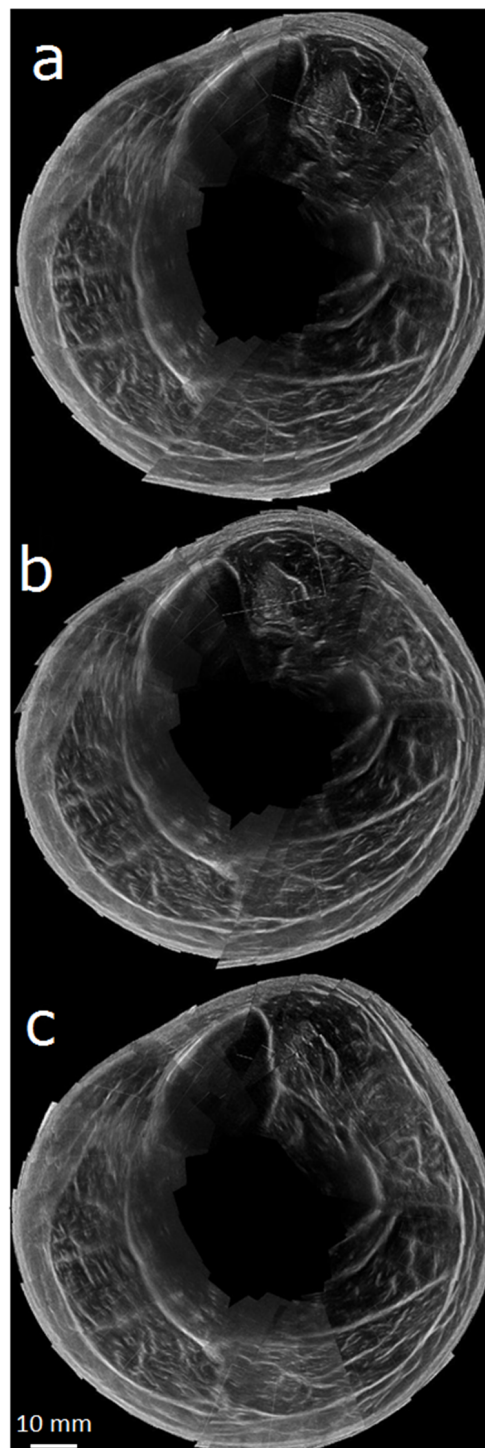


FIGURE 3.8 – Comparaison des méthodes de fermeture du contour - a) option 1 b) option 2 c) option 3.

3.3 Résultats

3.3.1 Caractérisation de la méthode

Les erreurs sur les reconstructions sont caractérisées par un critère défini comme la distance moyenne entre les 10 repères anatomiques sélectionnés par l'utilisateur dans chaque paire de scans B-mode censés être superposés lorsqu'ils sont placés dans le système de coordonnées global. Les moyennes de ces erreurs pour les reconstructions entières sont de 0,67 mm et 0,83 mm respectivement pour la jambe dans un état musculaire inactif et la jambe dans un état musculaire actif, correspondant à 30% de CMV.

3.3.2 Reconstruction des scans B-mode pour 5 sujets

Les reconstructions des scans B-mode pour les 5 sujets étudiés sont reportées en figure 3.9. La première ligne correspond à la coupe transversale acquise par IRM, la deuxième ligne correspond à la reconstruction des scans B-mode pour la jambe dans un état musculaire inactif et la troisième ligne correspond à la reconstruction des scans B-mode pour la jambe dans un état musculaire actif égal à 30% de CMV.

On note un changement de formes entre les différentes acquisitions de la jambe pour chaque sujet. Ces différences s'expliquent par plusieurs facteurs. Premièrement, les IRM et les scans B-mode ne sont pas acquis le même jour, la jambe peut donc se remodeler. Deuxièmement, lors de l'IRM, la présence des antennes (*i.e.* matériel d'émission des ondes radio-fréquences) placées sur l'arrière du mollet provoque un basculement des tissus mous vers le côté antérieur de la jambe.

Enfin, on observe un changement de géométrie entre les reconstructions ultra-sonores de la jambe à l'état musculaire inactif et à l'état musculaire actif. Ceci s'explique par l'activation de certains groupements musculaires lors de la contraction volontaire isométrique. On note un déplacement des muscles de la loge postérieure superficielle contenant le triceps sural (Chapitre 2, section 2.1.1).

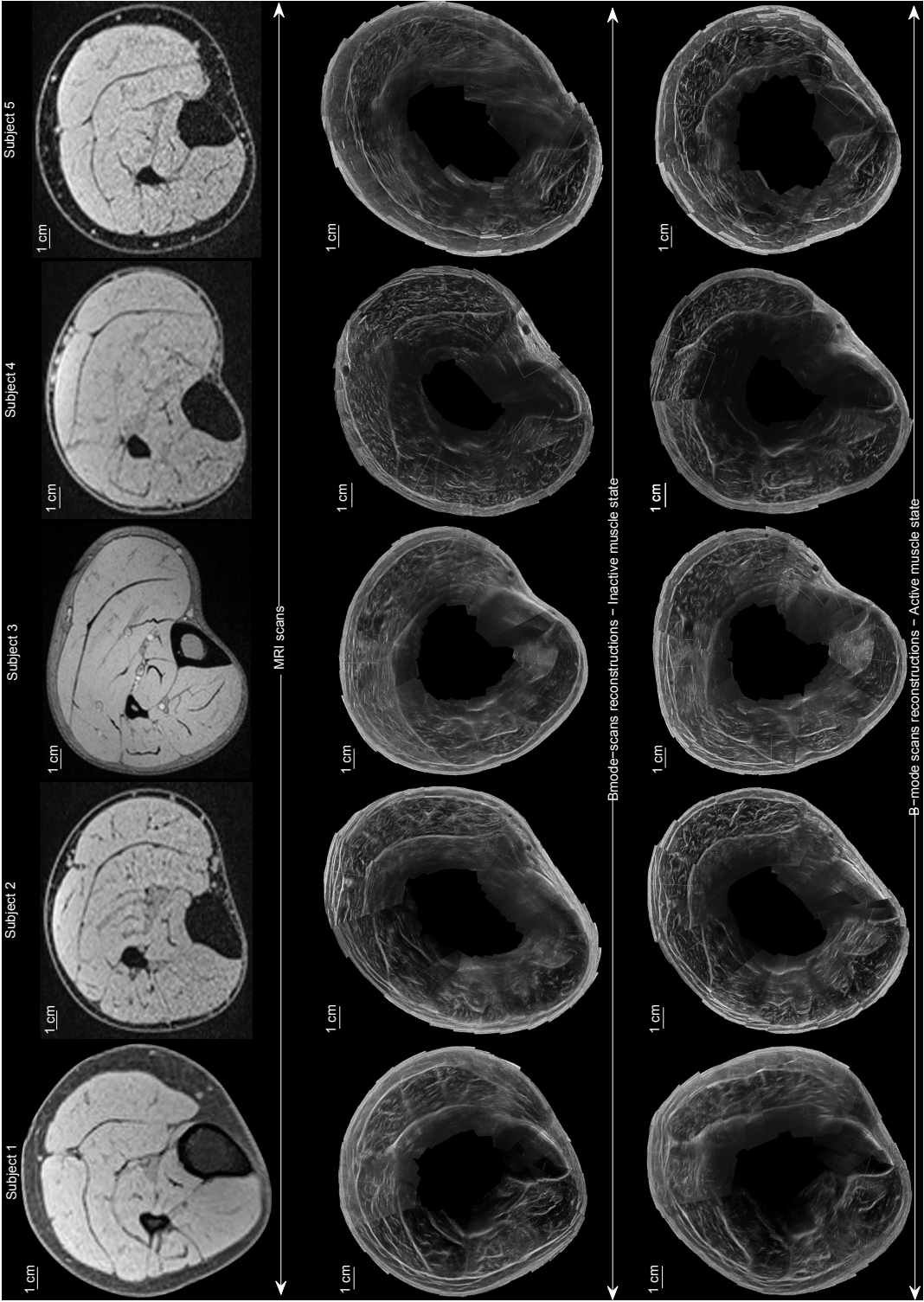


FIGURE 3.9 – Scans IRM et reconstructions des scans B-mode en coupe transversale de la jambe pour 5 sujets volontaires sains – Ligne 1 : coupes transversales acquises par IRM ; lignes 2 et 3 : reconstructions ultra-sonores (2 : état musculaire inactif 3 : état musculaire actif).

3.3.3 Distribution des modules d'élasticité SW pour 5 sujets

Les distributions des modules d'élasticité ou modules de Young des tissus mous superficiels obtenues par la reconstruction des cartes d'élasticité SW pour les 5 sujets sont reportées en figure 3.10.

La première ligne correspond à la distribution des modules d'élasticité des tissus mous superficiels pour la jambe dans un état musculaire inactif et la deuxième ligne correspond à la distribution des modules d'élasticité des tissus mous superficiels pour la jambe dans un état musculaire actif égal à 30% de CMV.

La technologie d'élastographie ultra-sonore par ondes de cisaillement ne permet pas d'atteindre la totalité des tissus mous et notamment les plus profonds. On choisit ici de ne présenter que les modules élastiques des tissus mous allant de la peau au *fascia cruris*.

On observe que la distribution est hétérogène au sein des tissus mous superficiels. On note par exemple une augmentation du module de Young au niveau de la peau et du *fascia cruris*. Ceci se vérifie lorsqu'on regarde la valeur moyenne de module de Young en fonction de la profondeur du tissu (Figure 3.11). Sur la figure 3.11 (A), un scan B-mode de la jambe est redressé (*i.e.* sur l'image originale, les tissus mous suivent la courbure naturelle de la jambe) afin d'avoir l'échogénéicité du milieu en fonction de la profondeur du tissu. Sur la figure 3.11 (B), la valeur moyenne de module de Young pour une profondeur de tissu mou superficiel donnée est présentée. On observe alors deux pics dans les valeurs de module, correspondant à deux structures anatomiques : la peau et le *fascia cruris*.

Les valeurs : moyenne, écart-type et maximum pour les distributions de modules élastiques de chaque sujet sont présentées dans la table 3.1.

Ces valeurs montrent une variabilité inter-sujet importante (par exemple, moyenne de module de Young allant de 9,4 kPa à 16,3 kPa). On note une augmentation des maxima du module de Young pour la jambe dans un état musculaire actif comparés à l'état musculaire inactif. Cependant, l'effet de la contraction musculaire sur les valeurs moyennes n'est pas clairement établi. Plus de sujets doivent être analysés pour conclure sur un potentiel effet significatif de la contraction musculaire sur les tissus mous superficiels.

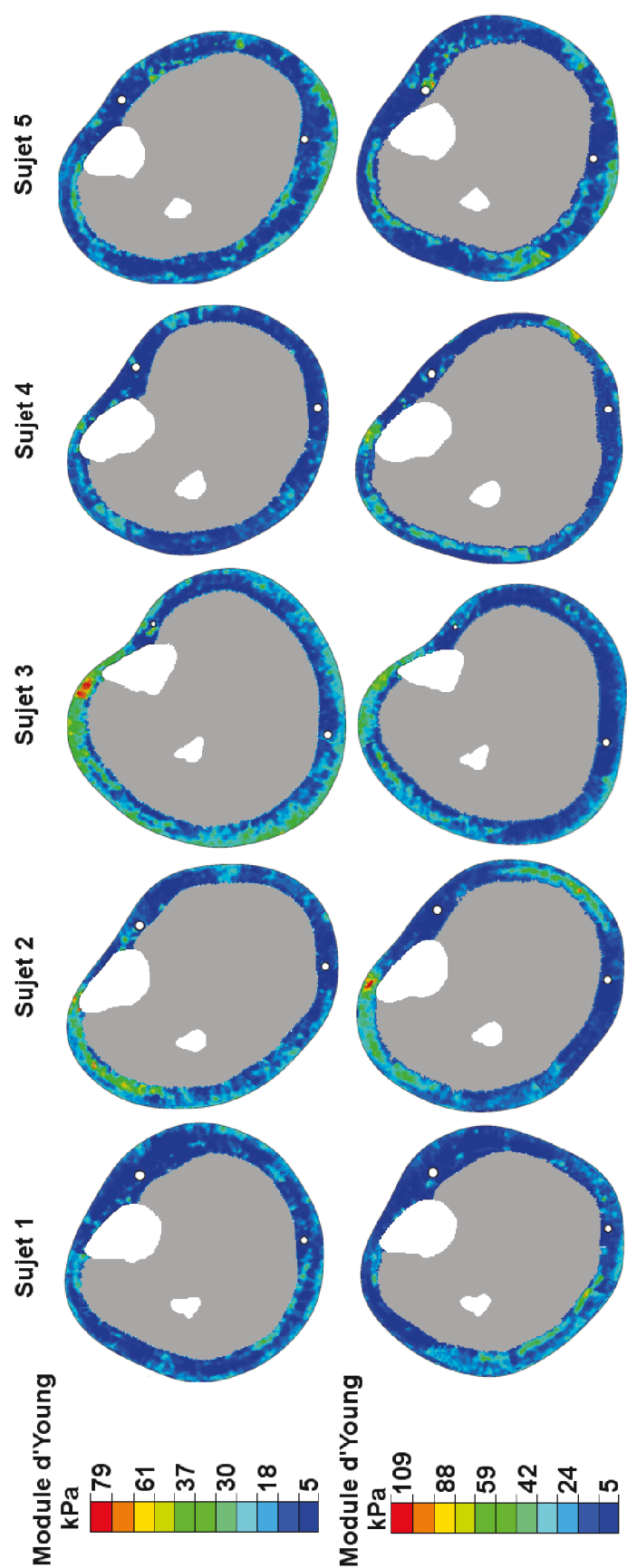


FIGURE 3.10 – Distributions des modules d'élasticité des tissus mous superficiels pour 5 sujets volontaires sains – Ligne 1 : état musculaire inactif ; ligne 2 : état musculaire actif.

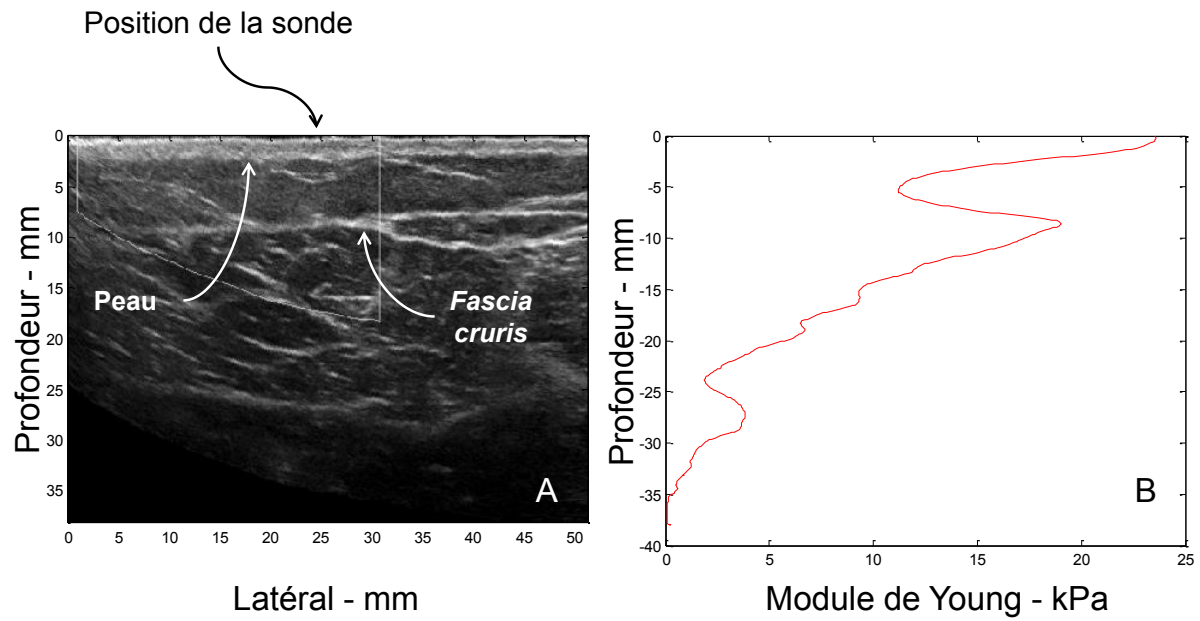


FIGURE 3.11 – Hétérogénéité du module de Young au sein des tissus mous superficiels - (A) Scan B-mode redressé de la jambe (*i.e.* échogénéicité du milieu en fonction de la profondeur des tissus mous superficiels) (B) Valeur du module de Young moyen en fonction de la profondeur des tissus mous superficiels.

TABLE 3.1 – Analyse de la distribution des modules d'élasticité des tissus mous superficiels pour 5 sujets volontaires sains.

État musculaire		Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5
Inactif	Moyenne (kPa)	10, 1	13, 3	16, 3	9, 4	10, 9
	Ecart-type (kPa)	4, 0	5, 8	8, 2	4, 0	4, 8
	Maximum (kPa)	37, 0	79, 1	76, 1	48, 9	54, 0
Actif	Moyenne (kPa)	12, 8	12, 3	14, 5	14, 8	20, 7
	Ecart-type (kPa)	6, 4	7, 3	8, 3	8, 2	19, 5
	Maximum (kPa)	94, 6	106, 5	89, 0	91, 7	109, 0

3.4 Discussion

3.4.1 Apports de l'étude

Des études précédentes [Portnoy 07, Sengh 13, Rohan 13] montrent la nécessité d'identifier les propriétés mécaniques des tissus mous. Par exemple, pour l'étude biomécanique du membre sous compression élastique, la diminution de la pression pariétale des veines se fait par la transmission de la pression appliquée sur la peau jusqu'aux veines en passant par les tissus mous superficiels. Également, pour la conception de prothèses de jambes, une bonne identification de la rigidité des tissus mous du membre amputé permet d'adapter les matériaux de la prothèse à l'interface prothèse-peau et ainsi, d'améliorer le confort.

La méthodologie développée dans ce chapitre apporte un outil pertinent pour répondre à cette demande.

En effet, elle permet, en assemblant les images du pourtour de la jambe, d'étudier un large champ d'observation. Sa bonne résolution spatiale ($0,095 \times 0,095 \text{ mm}^2$) donne une mesure quantitative précise des modules élastiques pour les tissus sous-cutanés caractérisant ainsi l'hétérogénéité. L'utilisation d'une technologie basée sur les ultrasons rend ce protocole facile à mettre en œuvre, peu cher et produisant un inconfort minimal pour le sujet. De plus, l'acquisition de cartes d'élasticité par élastographie ultra-sonore par onde de cisaillement est quasiment instantanée, ce qui donne un moyen d'étudier l'effet de l'activité musculaire sur les propriétés mécaniques des tissus mous superficiels.

3.4.2 Méthodologie de reconstruction

L'élastographie ultra-sonore par ondes de cisaillement est utilisée pour caractériser de nombreux tissus biologiques. Cette technologie permet en effet de détecter des lésions cancéreuses dans les seins [Bercoff 03, Athanasiou 10], les lésions du foie [Dhyani 15] et d'identifier les propriétés mécaniques du système musculo-squelettique [Nordez 10, Yanagisawa 11, Maisetti 12, Eby 13, DeWall 14]

Un inconvénient important de l'élastographie ultra-sonore par onde de cisaillement (SW), tout comme l'échographie conventionnelle, est la petite taille du champ d'observation. Plusieurs méthodologies de reconstruction des scans B-mode sont présentées dans ce chapitre. La somme des différences des valeurs de niveaux de gris des parties superposées pour les 3 options nous permet de définir de manière quantitative la meilleure approche pour assembler ces images. L'erreur spatiale sur la reconstruction nous donne un premier critère quantitatif pour cette méthodologie.

En assemblant les scans B-mode autour de la jambe, un large champ d'observation est exploré, comparablement aux logiciels de champ d'observation étendu (Extended Field of View or EFOV) [Weng 97] utilisés par les cliniciens pour explorer de larges zones anatomiques tels que

l'abdomen [Kim 03] ou le système musculo-squelettique [Lin 99]. Cependant, à notre connaissance, la méthode EFOV n'a pas été utilisée conjointement à l'élastographie SW.

D'autres modalités d'imagerie peuvent remédier à ce problème. Par exemple, l'élastographie par résonance magnétique permet d'explorer l'élasticité des tissus mous dans de larges zones anatomiques comme la cuisse [Bensamoun 06] ou le foie [Bensamoun 08] mais à cause d'une résolution spatiale plus faible (typiquement, $2 \times 2 \text{ mm}^2$), ces modalités ne permettent pas d'étudier les tissus sous-cutanés. De plus, un vibreur externe est nécessaire pour générer les ondes de cisaillement basses fréquences, tandis qu'en élastographie ultra-sonore SW, c'est la sonde ultra-sonore qui génère à distance le front d'ondes de cisaillement se propageant à l'intérieur du milieu d'étude par l'effet de la pression de radiation [Bercoff 04a]. Ceci induit un inconfort minimal pour le sujet. Enfin, le coût d'accès à une IRM rend la MRE difficilement réalisable pour une étude sur une cohorte de sujets comparé à celui de l'élastographie ultra-sonore. Cette méthodologie est donc plus accessible et facile à mettre en place.

En revanche, pour améliorer cette méthodologie, une nouvelle conception de sonde qui suit le contour de la jambe pourrait être une alternative dans le futur.

3.4.3 Propriétés matériaux des tissus mous superficiels

La moyenne globale pour tous les sujets des modules élastiques des tissus mous superficiels (*i.e.* allant de la peau au *fascia cruris*) est de 12,0 kPa pour la jambe dans un état musculaire inactif et de 15,0 kPa pour la jambe dans un état musculaire actif correspondant à 30% de CVM. Ces données sont en accord avec les valeurs reportées dans la littérature qui s'étendent de 11 à 32 kPa pour la graisse [Linder-Ganz 07, Tran 07, Dubuis 12].

Les résultats présentés dans ce chapitre montrent que la distribution des modules élastiques dans les tissus mous superficiels est hétérogène pour tous les sujets. En particulier, on identifie deux zones anatomiques où les valeurs de modules élastiques augmentent qui sont la peau et le *fascia cruris*. Aussi, il est intéressant de noter que l'activation musculaire tend à augmenter les maxima des valeurs de modules d'élasticité des tissus mous superficiels pour tous les sujets, bien que les tissus musculaires soient plus profonds que les tissus mous étudiés ici. Ceci pourrait s'expliquer par une tension de l'aponévrose musculaire durant la contraction.

La caractérisation des propriétés matériaux *in vivo* des tissus sous-cutanés est un sujet de recherche qui s'est intensifié ces 10 dernières années. En effet, des mesures d'élasticité de la peau ont été effectuées par divers tests mécaniques tels que la succion [Hendriks 06, Gerhardt 09] ou la torsion. Plus récemment, pour s'intéresser à l'anisotropie, un micro-robot équipé de capteurs de forces et de déplacements a été développé et utilisé pour démontrer le comportement anisotrope et visco-élastique de la peau [Boyer 07]. Cependant, ces techniques peuvent seulement donner des mesures locales d'élasticité.

Une autre approche combinant l'analyse par EF, l'acquisition de données IRM et d'indentation a permis de définir des paramètres de lois de comportement globaux pour les différentes couches de la peau humaine [Tran 07] et des tissus sous-cutanés [Linder-Ganz 07].

Ces différentes méthodes développées précédemment, bien que prometteuses, ne permettent pas d'aborder le caractère hétérogène des propriétés mécaniques mesurées dans les tissus sous-cutanés qui peut être obtenu par la méthode présentée ici.

3.4.4 Limites et perspectives

Une question peut être soulevée quant à la nature des modules d'élasticité mesurés par l'élastographie ultra-sonore SW dans ces tissus mous superficiels. En effet, plusieurs hypothèses sont faites afin de déterminer le module d'élasticité à partir de la vitesse du front d'ondes de cisaillement, comme de considérer le milieu homogène et isotrope (Chapitre 2, section 2.3.3).

Concernant le tissu musculaire qui est anisotrope car composé de fibres, il a été considéré précédemment comme isotrope transverse [Van Loocke 06, Weiss 94] et cette hypothèse nous permet d'implémenter dans la suite de la thèse un modèle EF 2D de la jambe. Ces hypothèses sont relativement communes pour les tissus adipeux [Azar 02, Linder-Ganz 07, Tran 07]. Cependant, des investigations plus approfondies seraient nécessaires pour déterminer la pertinence des modules élastiques mesurés par l'élastographe Aixplorer® sur les structures fines comme le *fascia cruris* ou la peau.

Les valeurs quantitatives de modules de Young calculées par l'Aixplorer sont basées sur la mesure de la distance parcouru par l'onde de cisaillement dans le milieu sur un temps donné. Une hypothèse centrale permettant cette mesure est de supposer la vitesse de propagation des ondes de compression (Chapitre 2, section 2.3.3) dans les tissus mous biologiques comme étant proche de 1500 m.s^{-1} . Cette valeur vient du fait que l'on considère les tissus mous biologiques comme composés majoritairement d'eau. Ceci est un élément portant à réflexion concernant les tissus hautement fibreux (*i.e.* composés essentiellement de fibres d'élastine et de collagène) car leur teneur en eau est plus faible tels que la peau et le *fascia cruris*.

Évaluation *in vitro* des modules élastiques mesurés par élastographie SW

Afin d'apporter un premier élément de réponse sur la nature du module de Young mesuré par élastographie SW, on le compare à celui évalué par un essai de traction uni-axiale conventionnel *in vitro*. Pour cela, neuf mesures d'élastographie SW (Figure 3.12) sont effectuées sur un morceau musculaire bovin à différents endroits du muscle. Afin d'être dans les mêmes conditions expérimentales que dans l'étude présentée dans ce chapitre, les acquisitions sont faites dans le sens transverse des fibres. Ensuite, 4 échantillons du même morceau musculaire bovin sont préparés et un essai de traction uni-axiale à l'aide d'une machine Instron est réalisé par échantillon. Pour chaque échantillon, la section et la longueur utile après pré-charge de 0,1 N sont relevées (Table 3.2).

Sur la figure 3.13 est présenté l'ensemble des résultats des essais de traction uni-axiale et l'équivalent des modules de Young mesurés par élastographie ultra-sonore SW. La moyenne de ces résultats et leur écart-type sont présentés sur la figure 3.15. On note une variabilité importante des valeurs de modules de Young que ce soit par élastographie ultrasonore SW et par traction

TABLE 3.2 – Sections et longueurs utiles des échantillons bovins pour la traction uni-axiale.

Échantillon	Section	Longueur utile
	mm ²	mm
1	49,0	51,0
2	98,0	55,5
3	82,8	51,5
4	155,8	53,0

uni-axiale. Ceci conforte les résultats de cette étude montrant une forte hétérogénéité au sein des tissus mous.

Pour les faibles déformations, on obtient une bonne correspondance entre les modules mesurés par élastographie ultrasonore et ceux déterminés par traction uni-axiale (Figures 3.14 et 3.16).

En dehors de ces hypothèses utilisées en élastographie ultra-sonore SW, une limitation technique rencontrée est de ne pas avoir accès aux propriétés mécaniques des tissus mous profonds. En utilisant une sonde de plus basse fréquence, on pourrait y avoir accès mais à l’heure où ces recherches sont faites, elle n’est pas disponible. De plus, une sonde de plus basse fréquence aurait une moins bonne résolution et il serait plus difficile d’évaluer les hétérogénéités. Il est donc essentiel de faire un compromis entre profondeur du tissu analysable et résolution spatiale. Cette dernière limitation nous mène au chapitre suivant où une méthode est développée afin de déterminer les propriétés mécaniques des tissus mous profonds.

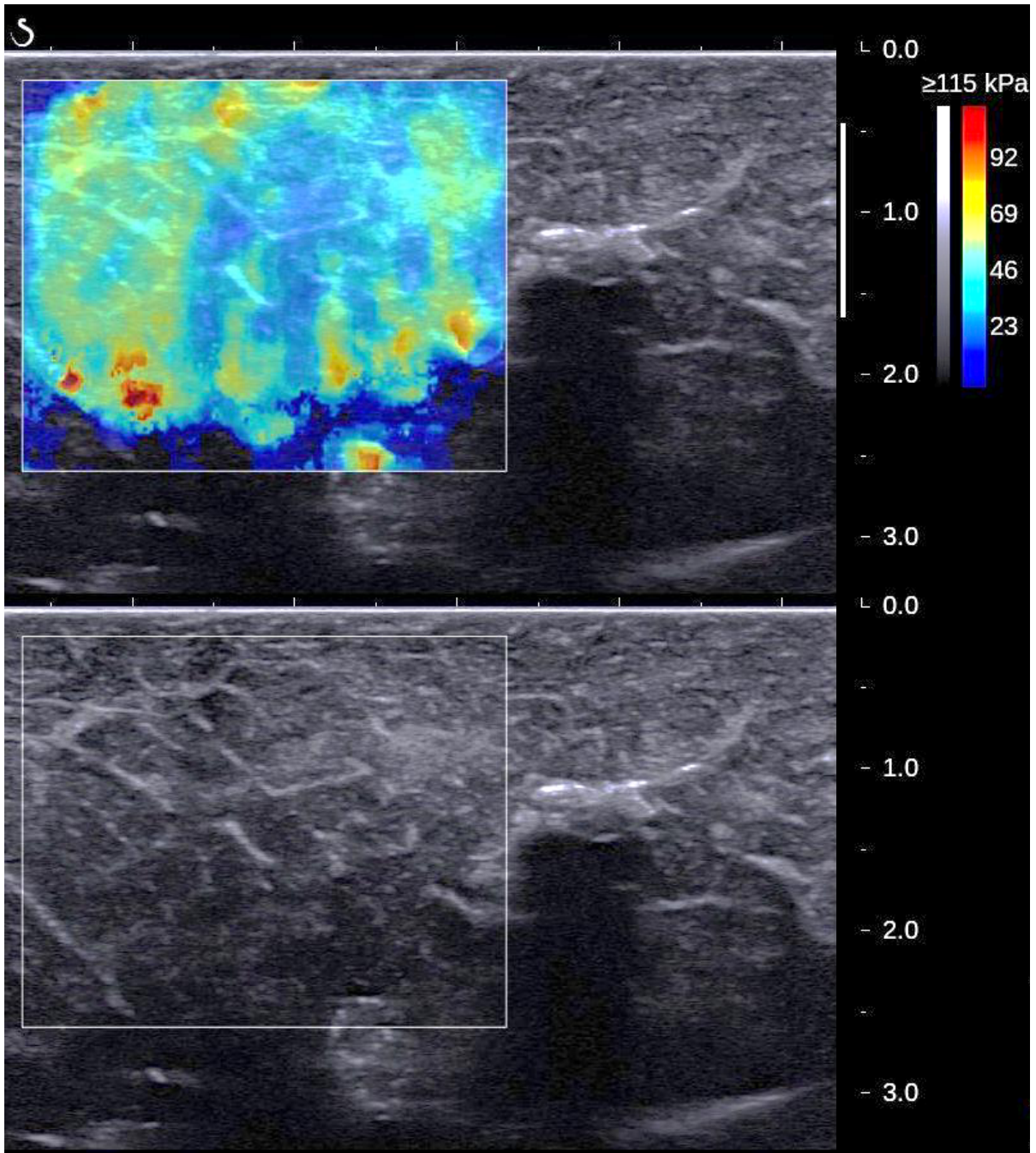


FIGURE 3.12 – Mesure de module de Young par élastographie par onde de cisaillement sur muscle bovin dans le sens transverse des fibres musculaires.

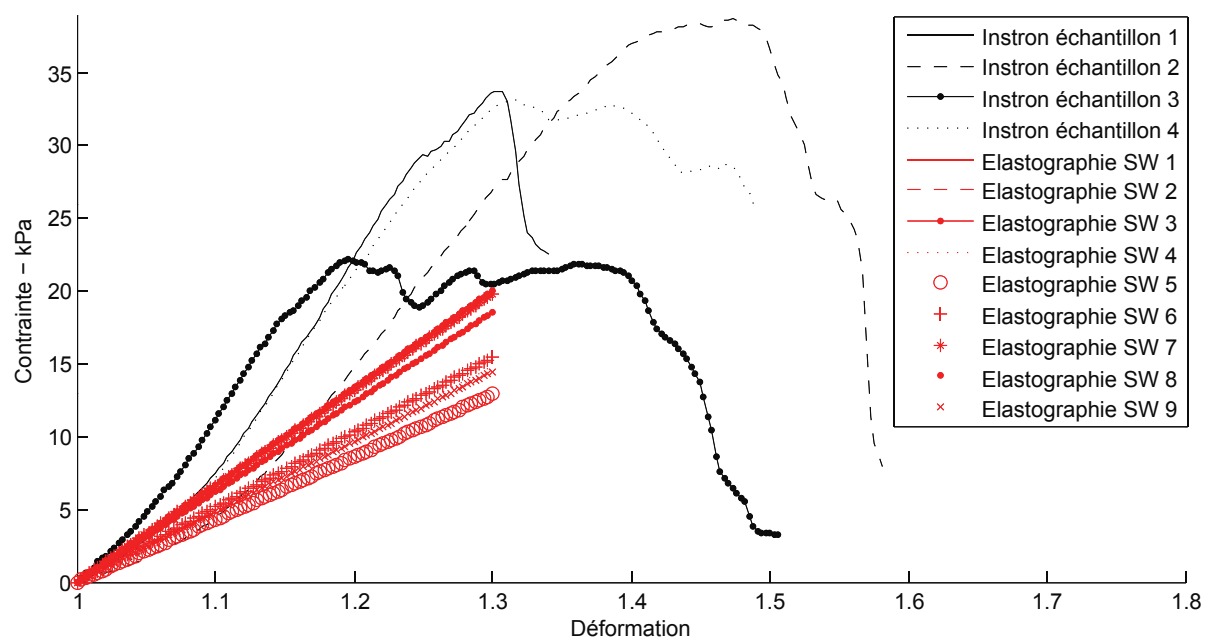


FIGURE 3.13 – Évaluation de la réponse musculaire bovine *in vitro* à un test de traction uniaxiale avec des mesures d'élastographie SW - Présentation de tous les résultats.

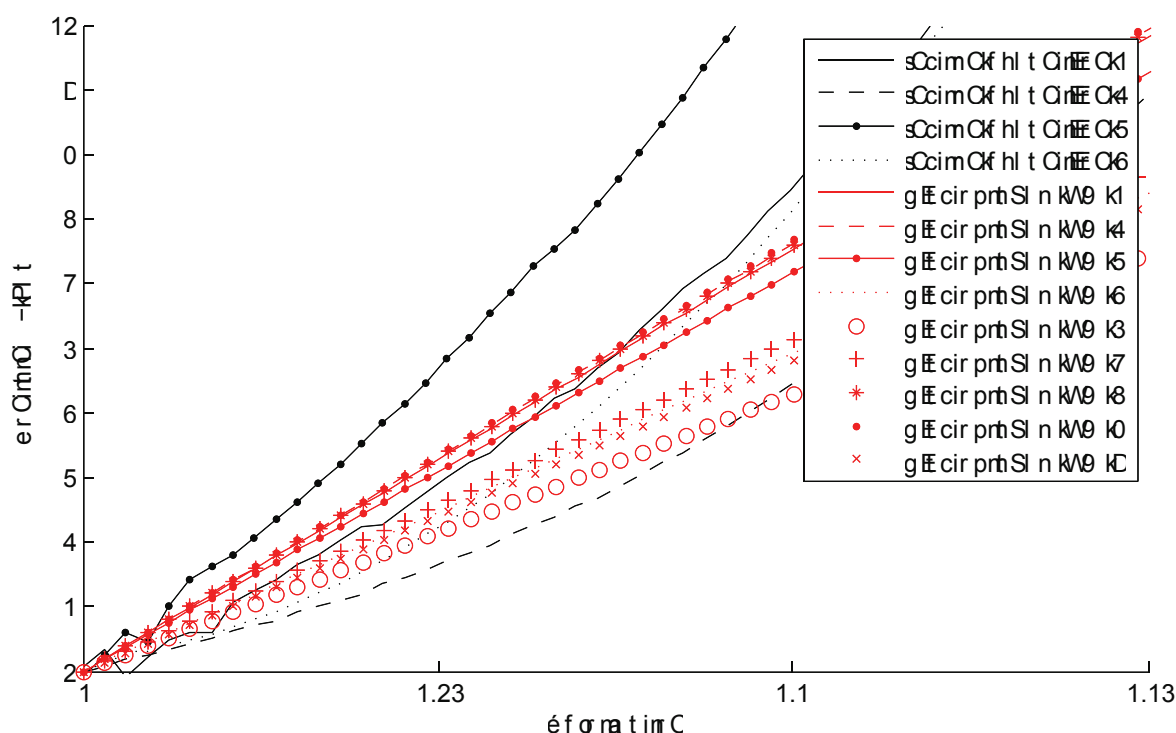


FIGURE 3.14 – Évaluation de la réponse musculaire bovine *in vitro* à un test de traction uniaxiale avec des mesures d'élastographie SW - Présentation de tous les résultats - Zoom sur les faibles déformations.

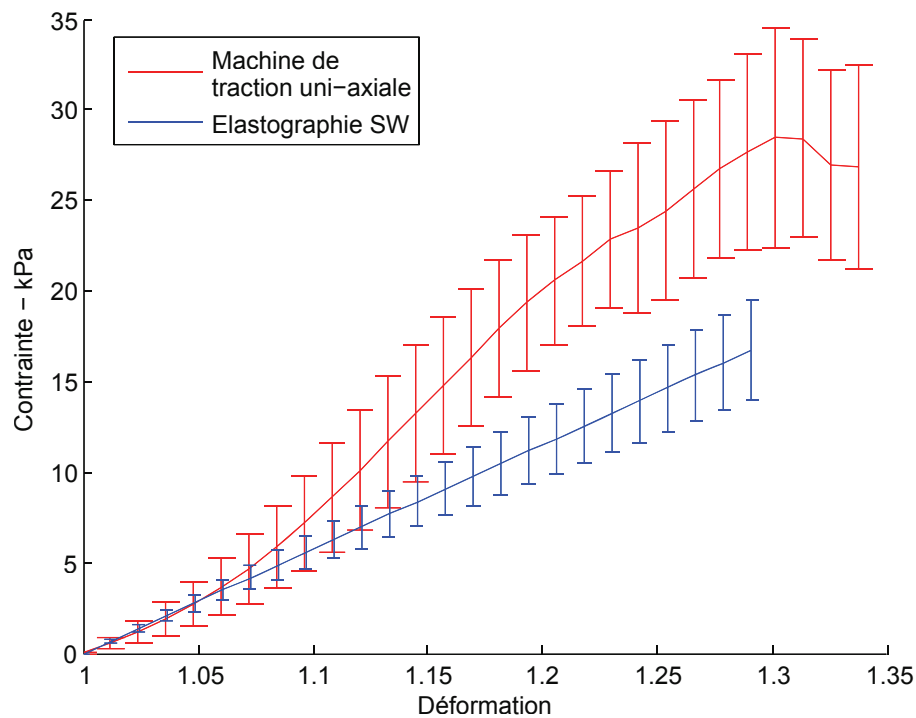


FIGURE 3.15 – Évaluation de la réponse musculaire bovine *in vitro* à un essai de traction uni-axiale avec des mesures d'élastographie SW - Présentation de la moyenne des résultats.

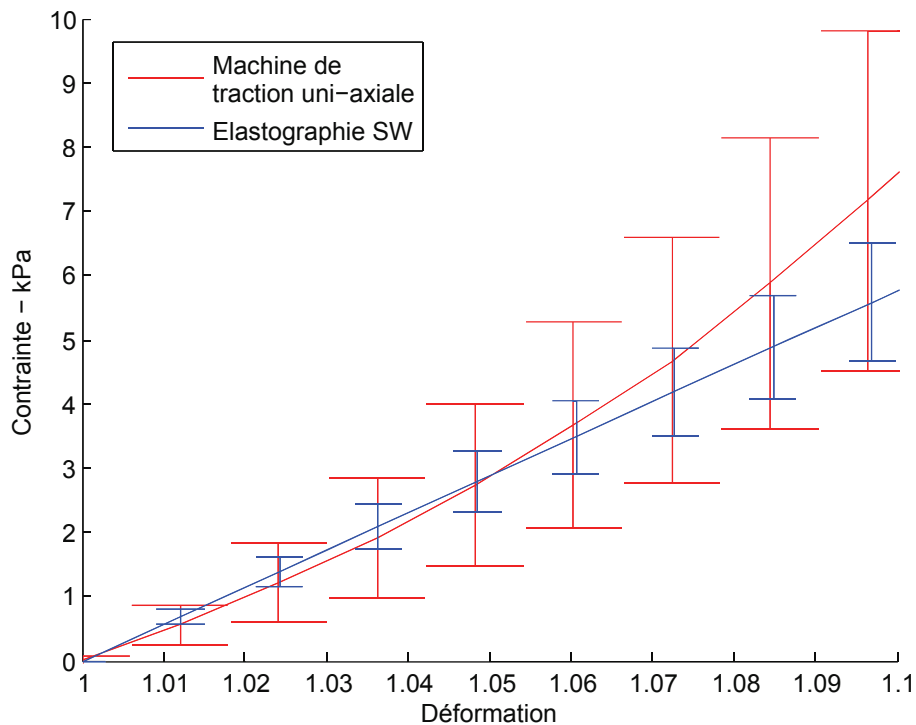


FIGURE 3.16 – Évaluation de la réponse musculaire bovine *in vitro* à un essai de traction uni-axiale avec des mesures d'élastographie SW - Présentation de la moyenne des résultats - Zoom sur les faibles déformations.

3.5 Conclusion

Ce chapitre présente une nouvelle méthodologie permettant de mesurer les propriétés mécaniques des tissus mous superficiels tout autour de la jambe.

Pour cela, des scans d'échographie B-mode et des cartes d'élastographie ultra-sonore SW montrant la distribution du module de Young dans la région d'intérêt sont acquis tout autour de la jambe. Après une sélection de repères anatomiques sur les images par un utilisateur et une première estimation des paramètres de la transformation de corps rigide, les images sont positionnées dans le même repère global. Enfin, une minimisation par l'algorithme Nelder-Mead permet de recalibrer ces images pour construire une carte globale de la distribution des modules élastiques dans les tissus mous allant du *fascia cruris* à la peau.

Après être caractérisée sur un sujet, cette méthodologie permet de présenter la distribution des modules de Young sur 4 autres sujets. Dans le cadre de cette thèse, ces résultats serviront d'entrée à un modèle EF de la jambe sous compression élastique.

Grâce à ce protocole, on a observé l'hétérogénéité des modules élastiques des tissus mous sous-cutanés, notamment avec une augmentation du module de Young pour la peau et le *fascia cruris* comparé aux tissus adipeux. En outre, un impact de la contraction musculaire sur les propriétés mécaniques de ces tissus mous est détecté et demande à être confirmé.

Chapitre

4

Identification des propriétés mécaniques des tissus mous profonds

Dans ce chapitre, nous présentons la méthodologie développée pour identifier les propriétés mécaniques des tissus mous profonds de la jambe. Après une présentation détaillée de la méthodologie mise en place et sa caractérisation, les résultats de ce protocole appliqué à 4 sujets volontaires sont exposés. Enfin, les limites et perspectives de cette méthode sont abordées.

Sommaire

4.1	Introduction	60
4.2	Matériels et méthodes	61
4.2.1	Acquisition et traitement des données	61
4.2.2	Implémentation du modèle éléments finis 2D personnalisé	62
4.2.3	Évaluation des effets de bord	64
4.2.4	Évaluation des effets géométriques	66
4.2.5	Évaluation de la sensibilité du modèle par plan d'expériences	67
4.2.6	Méthode d'identification des propriétés mécaniques	71
4.2.7	Évaluation de la méthode d'identification	73
4.3	Résultats	76
4.3.1	Caractérisation de la méthode	76
4.3.2	Sensibilité du modèle	77
4.3.3	Propriétés matériaux pour 4 sujets	77
4.4	Discussions	83
4.4.1	Apports de l'étude	83
4.4.2	Hypothèses liées au modèle numérique	83
4.4.3	Plan d'expériences	85
4.4.4	Propriétés matériaux identifiées	85
4.5	Conclusion	87

4.1 Introduction

L'objectif de cette étude est d'identifier les propriétés mécaniques des tissus mous profonds de la jambe. Les résultats de cette étude, couplés à ceux du chapitre 3, serviront d'entrée au modèle par EF de la jambe sous compression élastique développé dans le chapitre 5.

Dans ce chapitre, les différentes étapes de la détermination des propriétés mécaniques des tissus mous en dessous du *fascia cruris* par un essai de compression localisée sont détaillées. Après la caractérisation de cette méthodologie, les résultats de son application à 4 sujets volontaires sains pour un état musculaire inactif sont présentés.

Afin de mettre en place cette méthodologie, il est décidé de construire et caractériser cette méthodologie sur un sujet volontaire sain, puis de l'appliquer à 3 autres sujets volontaires sains. Les volontaires font partis des 5 sujets présentés au chapitre précédent. Pour identifier les paramètres d'un modèle de comportement il est décidé d'utiliser un modèle par éléments finis bi-dimensionnel. En effet, l'identification utilise un processus itératif qui nécessite d'avoir un temps de calcul raisonnable écartant ainsi l'utilisation d'un modèle 3D.

Enfin, la validité du protocole utilisé dans cette étude est estimée. D'abord, la justesse du montage expérimental est évaluée en comparant la réponse de ce montage avec celle d'une machine de traction-compression (Instron) pour deux types d'échantillons. Puis la justesse de la méthodologie développée est évaluée en appliquant ce protocole à un échantillon test.

4.2 Matériels et méthodes

4.2.1 Acquisition et traitement des données

Pour cette étude, un essai de compression locale du mollet droit est effectué sur 4 des 5 sujets volontaires du chapitre 3 (3 hommes et 1 femme, âge moyen : 27 ans). Les données ultrasonores (Figure 4.1 - A) et le scan IRM (Figure 4.1 - B) acquis dans l'étude précédente nous donnent la géométrie personnalisée du sujet permettant l'implémentation d'un modèle numérique par éléments finis (EF) (Figure 4.1 - C). Un élastographe ultrasonore (Aixplorer® ; SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France) est utilisé pour acquérir les scans B-mode du tour de la jambe au niveau du mollet. Ces scans sont assemblés pour décrire l'anatomie des tissus mous superficiels, selon une méthodologie présentée au chapitre 3.

Un montage expérimental est conçu pour identifier les propriétés mécaniques des tissus mous profonds. Il est basé sur l'acquisition du déplacement d'un cylindre de diamètre 30 mm appliqué parallèlement et dans l'axe du mollet et sur l'enregistrement des forces de réaction de la jambe à cette compression localisée (Figure 4.2). Les données expérimentales acquises par ce montage sont couplées dans la suite de l'étude à un modèle par éléments finis bi-dimensionnel. C'est pourquoi il est choisi d'utiliser un cylindre et non une sphère pour répliquer le comportement sur une certaine longueur et ainsi pouvoir transcrire les données expérimentales acquises en trois dimensions à un cas d'étude bi-dimensionnel.

Lors de l'acquisition, le sujet est assis sur une chaise, ce qui permet un état relâché des muscles de la jambe. Le pied du sujet est attaché avec des sangles sur le châssis du dispositif expérimental. Le genou est positionné sur des coussins d'appui en caoutchouc. Cela minimise les mouvements de la jambe durant le processus d'acquisition des données. Afin d'avoir des conditions de contact contrôlables pour l'implémentation du modèle EF 2D, du scotch double face est collé sur la jambe du sujet au niveau du contact du cylindre. En effet, pour la modélisation par éléments finis définie dans la suite du chapitre, un contact adhésif est choisi. Cette adaptation du modèle expérimental au modèle numérique permet une réduction du nombre d'inconnues et donc une diminution du temps de calcul et une convergence plus aisée.

Un programme codé sous LabVIEW® (National Instruments, Austin, TX, USA) développé en interne est utilisé pour visualiser et enregistrer les forces de réaction de la jambe et les déplacements du cylindre. Le capteur de force (LCMKD-100N, Omega engineering INC) a une gamme de mesure allant de 0 N à 100 N avec une précision de $\pm 0,25\%$. Le capteur de déplacement (MTN/EUG025-10, Monitran) a une gamme de mesure allant de 0 mm à 50 mm avec une précision de $\pm 0,25$ mm. Trois cycles de compression localisée augmentant jusqu'à atteindre un déplacement du cylindre de 30 mm sont enregistrés pour chaque sujet. La vitesse de déplacement du cylindre est de 0,4 mm/s. Le premier cycle de chargement/déchargement montre une hysteresis comparé aux autres cycles, il est donc écarté. Il est choisi d'utiliser uniquement la partie chargement de la courbe dans la suite de l'étude afin de pouvoir la comparer au même chargement du modèle EF.

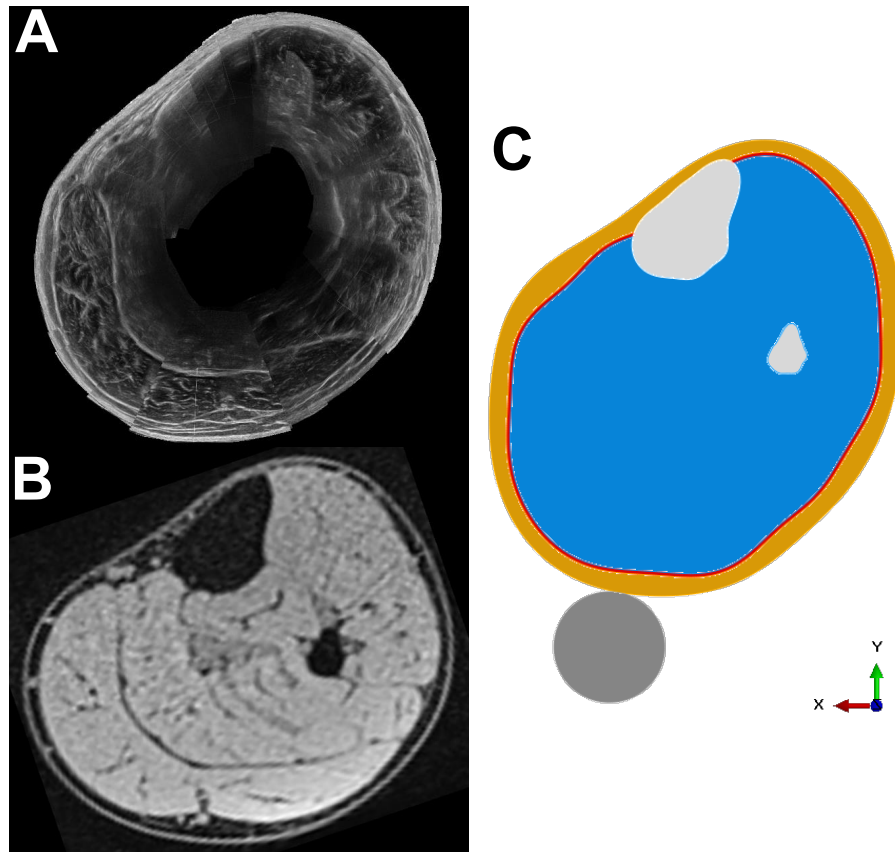


FIGURE 4.1 – Géométrie du modèle éléments finis (EF) - Reconstruction des scans B-mode de la jambe droite (A), scan IRM de la jambe droite (B), modèle EF 2D (C) composé des deux os (tibia et fibula), du compartiment comprenant les tissus mous profonds, du compartiment comprenant les tissus mous superficiels et du *fascia cruris* les séparant.

4.2.2 Implémentation du modèle éléments finis 2D personnalisé

La reconstruction ultra-sonore et le scan IRM sont recalés en utilisant les bords des deux os visibles sur les deux modalités d'imagerie (voir section 5.3.1 du chapitre 5). Sur la reconstruction des scans B-mode ultra-sonores, la peau est segmentée définissant la géométrie globale de la jambe et la position du *fascia cruris* est relevée. Dans la littérature [Stecco 09], la valeur d'épaisseur de cette aponévrose montre une grande variabilité inter-individuelle. De plus, elle ne peut pas être mesurée avec une précision suffisante sur la reconstruction ultra-sonore. L'épaisseur du *fascia cruris* est donc introduite comme paramètre à considérer dans l'étude de sensibilité définie ci-après. Les contours et la position des deux os sont ajoutés à partir de la segmentation de la coupe transversale de la jambe obtenue par IRM. Cette géométrie est utilisée pour créer un maillage EF 2D composé d'éléments à 4 nœuds en déformation plane, à l'aide des outils disponibles sur Abaqus®.

Dans un premier modèle, tous les tissus mous sont représentés par une loi de comportement

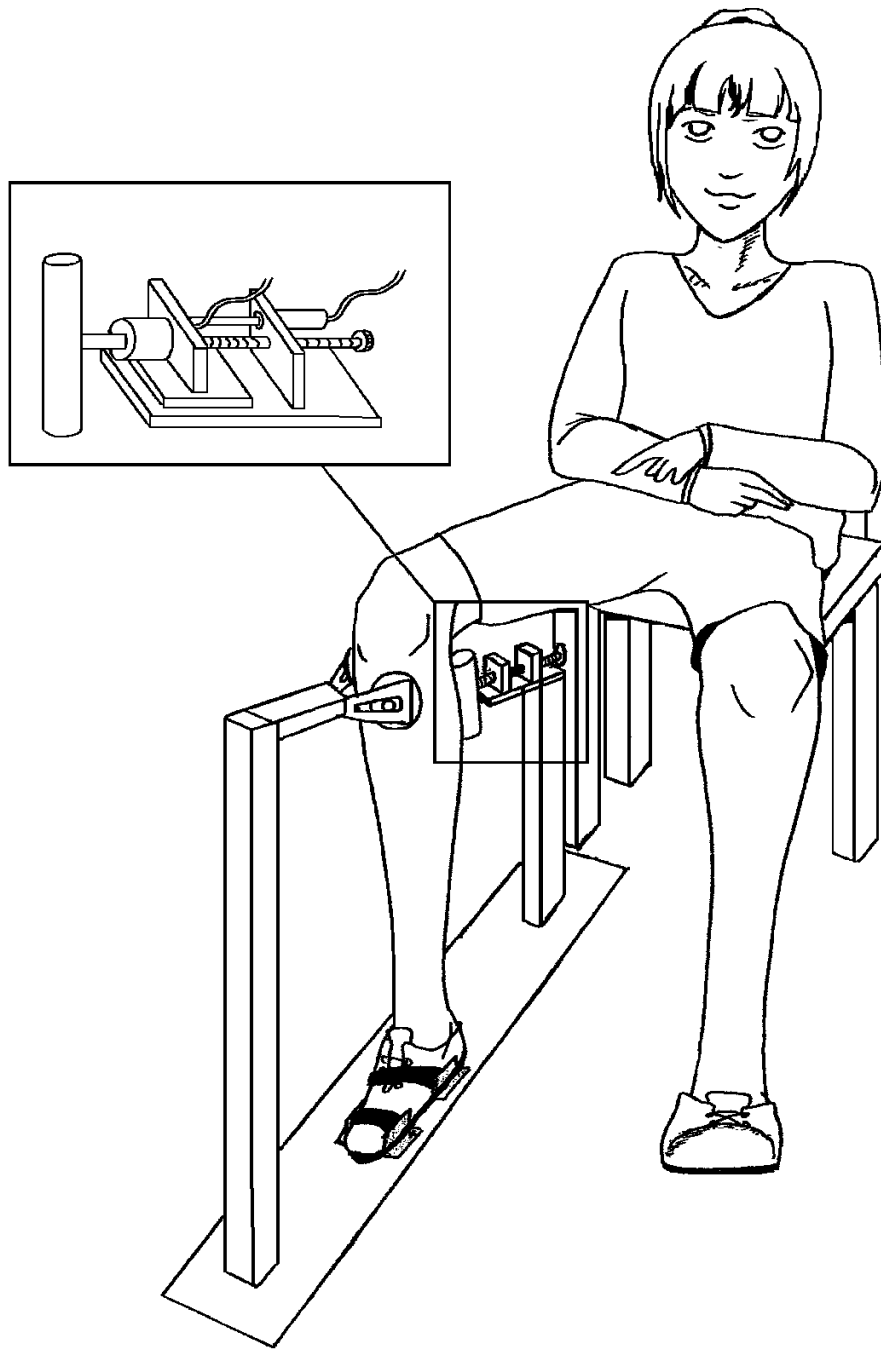


FIGURE 4.2 – Montage expérimental - Le sujet est assis sur une chaise. Le pied du sujet est attaché avec des sangles sur le châssis du dispositif expérimental et le genou est positionné sur des coussins d'appui en caoutchouc. Un cylindre de diamètre 30 mm est appliqué parallèlement et dans l'axe de la jambe. Le déplacement du cylindre et les forces de réaction de la jambe sont enregistrés par deux capteurs.

hyper-élastique néo-Hookéenne. Son énergie de déformation par unité de volume est définie par [Hibbit 09] :

$$U = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J^{el} - 1)^2 \quad (4.1)$$

Avec \bar{I}_1 , le premier invariant du tenseur des déformations de Cauchy-Green gauche (\bar{B}), calculé à partir de la partie isochore du tenseur gradient des déformations $\bar{F} = J^{-\frac{1}{3}}F$ ($\bar{I}_1 = trace(\bar{B}) = I : \bar{B}$); J^{el} le taux de dilatation volumique ($J = det(F)$); C_{10} et D_1 les paramètres matériaux à identifier.

Dans un deuxième modèle, les tissus mous superficiels (*i.e.* allant de la peau au *fascia cruris*) sont représentés par la loi de comportement néo-Hookéenne définie ci-dessus, mais les tissus mous profonds (*i.e.* dessous le *fascia cruris*) sont représentés par un modèle polynomial réduit du 2^{ème} ordre. Son énergie de déformation par unité de volume est définie comme suit [Hibbit 09] :

$$U = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + \frac{1}{D_1}(J^{el} - 1)^2 + \frac{1}{D_2}(J^{el} - 1)^4 \quad (4.2)$$

Avec \bar{I}_1 , le premier invariant du tenseur des déformations de Cauchy-Green gauche (\bar{B}), calculé à partir de la partie isochore du tenseur gradient des déformations $\bar{F} = J^{-\frac{1}{3}}F$ ($\bar{I}_1 = trace(\bar{B}) = I : \bar{B}$); J^{el} le taux de dilatation volumique ($J = det(F)$); C_{10} , C_{20} et D_1 , D_2 les paramètres matériaux à identifier.

Les paramètres matériaux utilisés sont reportés dans la Table 4.1. Les paramètres matériaux D_1 et D_2 des lois de comportement utilisées ne sont pas identifiés ici, les valeurs utilisées sont celles de la littérature [Bouten 09]. Ce choix sera discuté plus en détail dans la section 4.4.2.

La géométrie du cylindre de compression en 2D est définie par un cercle de diamètre 30 mm correspondant à une coupe transversale du cylindre. La position initiale du cylindre et la direction de translation sont définies à partir de mesures prises durant l'acquisition des données. Les deux os et le cylindre sont définis comme des corps rigides. Des conditions limites de Dirichlet (en déplacement) sont imposées sur les contours des os pour les encastrier et un déplacement radial de 30 mm est appliqué au cylindre pour effectuer la compression localisée. On résout donc le problème de contact entre la jambe déformable et le cylindre indéformable. On choisit les algorithmes de contact à partir de ceux disponibles dans Abaqus/Standard. Afin de respecter les conditions expérimentales (scotch à l'interface cylindre/jambe), la direction tangentielle de contact est définie par un algorithme de type "rough", signifiant un coefficient de frottement infini. Dans la direction normale, un algorithme de contact de type exponentiel est défini, signifiant une relation exponentielle entre la pression et la distance de fermeture (Figure 4.3).

4.2.3 Évaluation des effets de bord

L'identification des propriétés mécaniques par la méthodologie développée ici requiert l'utilisation d'un modèle 2D car un processus itératif intervient. Ce dernier nous contraint à avoir

TABLE 4.1 – Propriétés matériaux de chaque constituant du modèle biomécanique.

Matériau	Modèle de comportement	Paramètres	Sources
Tissus mous profonds	Hyper-élastique	C_{10}	identifié
	Néo-Hookéen	$D_1 = 28 \text{ MPa}^{-1}$	[Bouten 09]
	Hyper-élastique polynôme réduit	C_{10}, C_{20} $D_1, D_2 = 28 \text{ MPa}^{-1}$	identifiés
Tissus mous superficiels	Hyper-élastique	$C_{10} = 3 \text{ kPa}$	[Bouten 09]
	Néo-Hookéen	$D_1 = 22.5 \text{ MPa}^{-1}$	[Bouten 09]
<i>Fascia cruris</i>	Hyper-élastique	$C_{10} = 100 \text{ kPa}$	[Gefen 03]
	Néo-Hookéen	$D_1 = 22.5 \text{ MPa}^{-1}$	[Bouten 09]

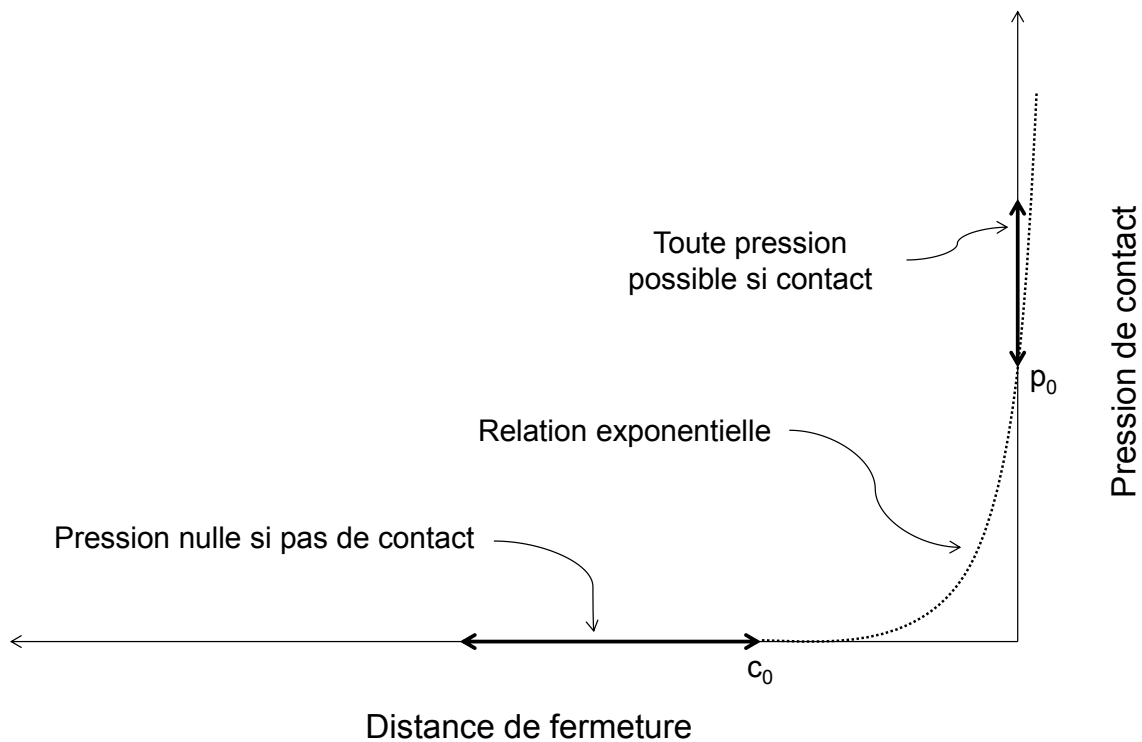


FIGURE 4.3 – Définition du contact dans la direction normale - Une relation de type exponentiel est définie entre la pression de contact et la distance de fermeture. Adapté de [Hibbit 09].

un temps de calcul raisonnable pour pouvoir effectuer cette identification sur plusieurs su-

jets. Afin d'évaluer l'influence des différentes hypothèses faites en utilisant un modèle EF 2D, deux modèles EF 3D sont développés : un représentant l'expérience réelle 3D et l'autre étant l'équivalent du modèle 2D en hypothèse de déformation plane. Une géométrie idéalisée d'une jambe est utilisée pour créer un maillage EF 3D, composé d'éléments tétraédriques d'ordre 1, en utilisant les outils disponibles sous Abaqus®. Le comportement des matériaux est modélisé par une loi hyper-élastique néo-Hookéenne (Eq. 4.1). Deux simulations sont effectuées. Dans la première, nommée simulation A, la jambe idéalisée est comprimée par un cylindre de 30 mm de diamètre et de longueur 50 mm (Figure 4.4 - Gauche). Cette simulation représente l'acquisition des données expérimentales. Dans la deuxième, nommée simulation B, la jambe idéalisée est comprimée par un cylindre de 30 mm de diamètre et d'une longueur supérieure à la jambe (Figure 4.4 - Droite). Cette simulation représente le modèle EF 2D. Pour évaluer l'erreur faite sur la courbe de réponse du modèle 2D, un profil de correction, P , est défini comme la différence entre les deux courbes force/déplacement de la manière suivante :

$$P = 1 - \frac{\frac{RF^A}{L_{cylindre}}}{\frac{RF^B}{L_{jambe}}} \quad (4.3)$$

Avec RF^A et RF^B , les forces de réaction obtenues respectivement à partir des simulations A et B ; et L , la longueur.

Les raisons de cet écart observé entre les réponses des deux modèles EF 3D sont discutés en section 4.4.2. Ce résultat est par la suite utilisé comme profil de correction (Figure 4.5) en l'appliquant sur les courbes force/déplacement des modèles 2D pour chaque sujet.

4.2.4 Évaluation des effets géométriques

Pour plusieurs raisons, il convient d'évaluer l'impact du changement de géométrie entre la jambe modélisée par EF en 2D à partir de la reconstruction ultra-sonore, et la géométrie de la jambe lors de l'acquisition des données de compression localisée. En effet, les données ne sont pas acquises le même jour, la jambe a donc le temps de se remodeler. Aussi, la position d'acquisition n'est pas la même : position couchée pour l'acquisition des données ultra-sonore ; position assise pour l'acquisition des données de la compression localisée. Pour cela, un modèle EF 2D avec la géométrie de la jambe durant l'acquisition des données expérimentales est testé pour un sujet.

Pour acquérir la géométrie précise de la jambe pendant la compression localisée, un scanner optique (Scanner Artec 3D®) est utilisé. Le résultat du scanner optique est un nuage de points définissant les surfaces (*i.e.* jambe, chaussure, montage expérimental...). L'importation de ce nuage de points sur le logiciel Solidworks permet de créer la géométrie du cylindre de compression et de la jambe. Quant aux formes et positions des deux os, elles sont déterminées d'après la segmentation du scan IRM transversal de la jambe. Cette géométrie est utilisée pour créer un maillage EF 2D composé d'éléments en déformation plane à 4 nœuds, à l'aide des outils disponibles sur Abaqus®. Les deux os et le cylindre sont définis comme des corps rigides et

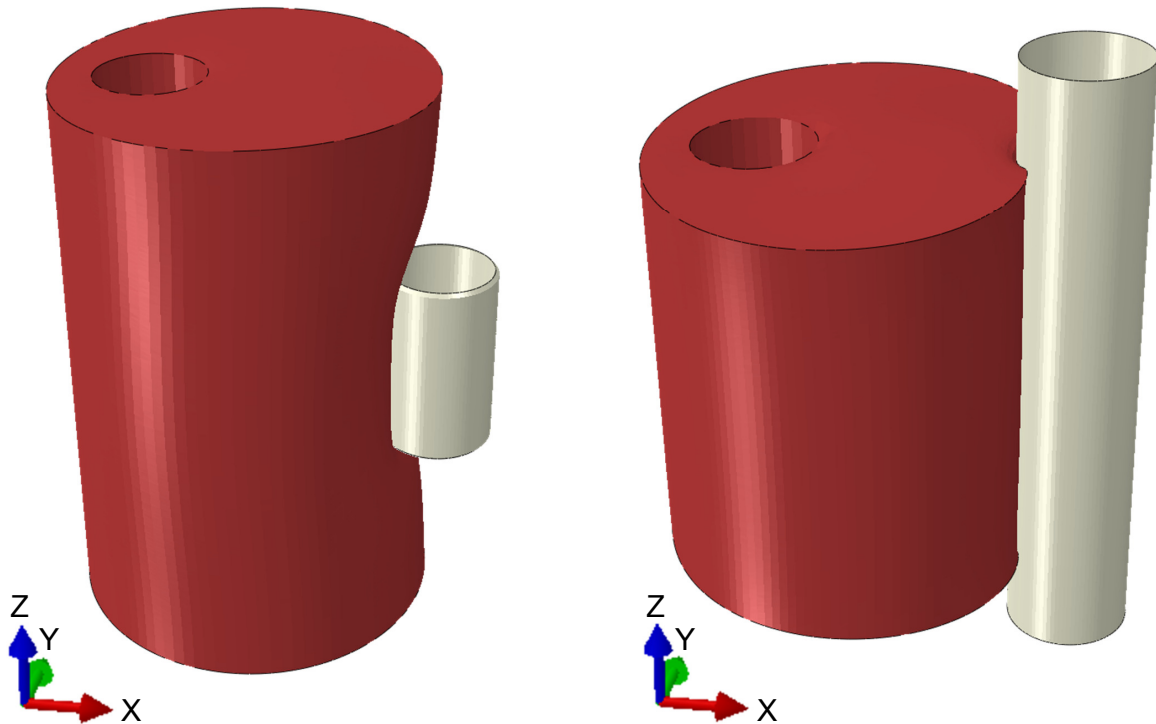


FIGURE 4.4 – Modèles 3D idéalisés - Simulations EF d’une jambe idéalisée soumise à une compression localisée par un cylindre de diamètre 30 mm et de différentes longueurs. Gauche : 50 mm ; Droite : 200 mm

le comportement des tissus mous est défini à partir de la loi polynomiale réduite d’ordre 2 (Eq. 4.2). Les propriétés matériaux sont choisies à partir de la méthode d’identification développée dans la section 4.2.6. La moyenne des erreurs entre les courbes force/déplacement des modèles 2D avec les deux géométries est calculée et est reportée dans la section 4.3.1.

4.2.5 Évaluation de la sensibilité du modèle par plan d’expériences

Une analyse de la sensibilité du modèle EF 2D est effectuée pour un sujet par une méthodologie de plan d’expériences [Tinsson 10]. Cette méthodologie permet de déterminer les paramètres influant sur la réponse force/déplacement de la simulation et de définir si ce modèle EF 2D peut-être utilisé pour identifier les paramètres de modèle de comportement des tissus mous profonds.

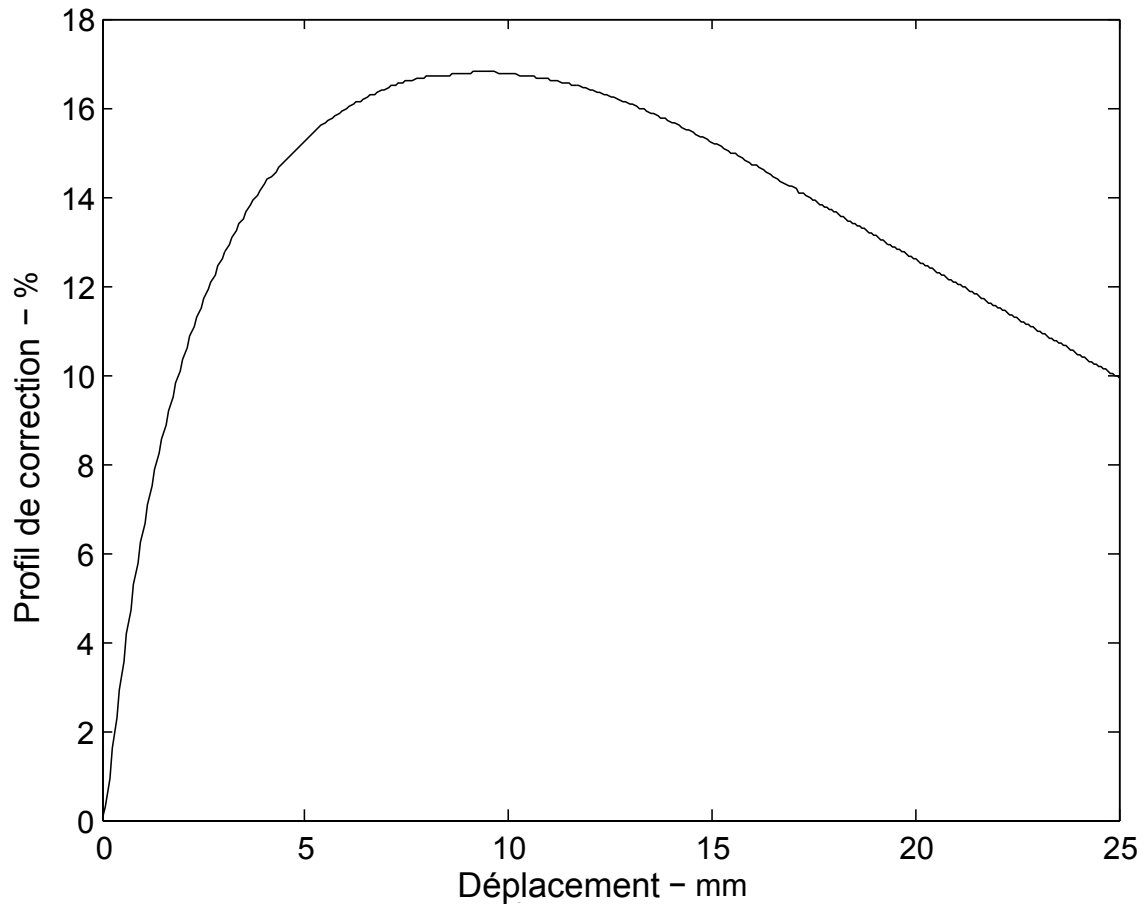


FIGURE 4.5 – Profil de correction - Profil défini par l'équation 4.3 pour compenser l'erreur commise en simulant une compression localisée en 3D par un modèle EF 2D.

Sélection des paramètres étudiés

Cinq paramètres sont pris en considération : les paramètres matériaux C_{10} et C_{20} des tissus mous profonds ; l'épaisseur et le paramètre C_{10} du *fascia cruris* ; le paramètre matériau C_{10} des tissus mous superficiels (Figure 2.1). Afin de comparer les sensibilités, il est nécessaire de normaliser les paramètres étudiés. Pour cela, ces paramètres sont codés entre -1 et 1 dans leur domaine respectif. Les valeurs limites des domaines sont reportées dans la Table 4.2.

Échantillonnage des simulations

Le jeu de simulations numériques à effectuer est défini par un plan factoriel complet avec interactions, résultant en 33 simulations ($n = 2^5 + 1$).

Sélection des réponses du modèle EF analysées

Deux types de réponse du modèle sont étudiés. La première est la pente moyenne de la courbe force/déplacement et la deuxième est la courbure moyenne de la courbe force/déplacement. Pour chaque réponse, 3 parties de la courbe force/déplacement sont analysées pour étudier

TABLE 4.2 – Domaine de variation des paramètres étudiés dans l’analyse de sensibilité

Paramètres	Domaine
$C_{10}^{\text{Tissus mous profonds}}$	De 0, 5 à 30, 0 kPa
$C_{20}^{\text{Tissus mous profonds}}$	De 0, 5 à 30, 0 kPa
$C_{10}^{\text{Tissus mous superficiels}}$	De 1, 0 à 30, 0 kPa
$C_{10}^{\text{Fascia cruris}}$	De 0, 1 à 10, 0 MPa
Épaisseur ^{Fascia cruris}	De 0, 2 à 1, 0 mm

l’influence des paramètres à différentes phases de la compression localisée : de 0 mm à 5 mm ; de 5 mm à 20 mm ; de 20 mm à 30 mm (Figure 4.6).

Définition de la surface de réponse

Un polynôme d’ordre 1 (Eq. 4.4) avec interactions (5 paramètres étudiés + 10 interactions + 1 terme constant) est recalé sur la réponse.

$$Y = \beta_0 + \sum_{i=1}^p \beta_i \times x_i + \sum_{\substack{i,j=1 \\ j>i}}^p \beta_{ij} \times x_i \times x_j \quad (4.4)$$

Avec $p = 5$, le nombre de paramètres étudiés ; Y , une des réponses du modèle numérique analysée et x la valeur du paramètre dans son espace codé.

Analyse de la surface de réponse

Pour s’assurer de la qualité du modèle recalé, une analyse statistique est effectuée. Après s’être assuré que les réponses des 33 simulations suivent une loi Normale, une analyse de la variance (ANOVA) est réalisée [Tinsson 10]. La somme des carrés dus à l’erreur (SSE) et la somme des carrés dus à la régression (SSR) sont calculées comme suit :

$$SSE = \sum_{i=1}^n (Y_i - \hat{Y}_i)^2 \quad (4.5)$$

$$SSR = \sum_{i=1}^n (\hat{Y}_i - \bar{Y})^2 \quad (4.6)$$

Avec, n le nombre de simulations effectuées ; Y_i , les sorties des simulations ; \bar{Y} , la moyenne de ces sorties et \hat{Y}_i , les sorties estimées à partir du modèle recalé.

De ces valeurs, la moyenne de la somme des écarts dus à l’erreur (MSE) et la moyenne de la somme des écarts dus à la régression (MSR) sont déduites. Puis, le coefficient de régression linéaire (R^2) est calculé.

$$MSE = \frac{SSE}{n - p} \quad (4.7)$$

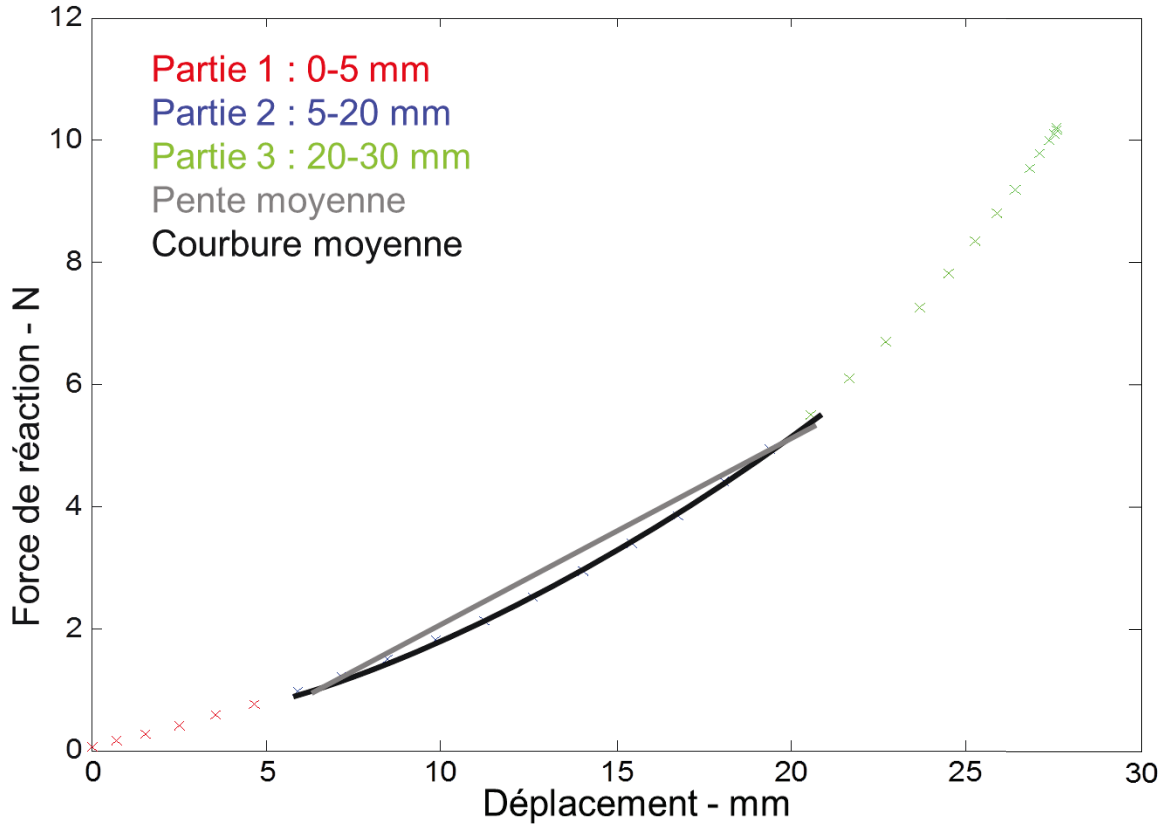


FIGURE 4.6 – Réponses obtenues avec le modèle EF - Les sorties sélectionnées pour l'étude de sensibilité sont la pente moyenne (gris) et la courbure moyenne (noir). Ces sorties sont étudiées sur trois parties de la courbe.

$$MSR = \frac{SSR}{p - 1} \quad (4.8)$$

$$R^2 = \frac{SSR}{SST} \quad (4.9)$$

Avec $n = 33$, le nombre de simulations effectuées et $p = 5$, le nombre de paramètres étudiés.

La validité globale du modèle est ensuite calculée en appliquant un test de Fisher avec $(p - 1)$ et $(n - p)$ degrés de liberté à la quantité suivante :

$$T^{modele} = \frac{MSR}{MSE} \quad (4.10)$$

Enfin, l'importance de la sensibilité de chaque paramètre par rapport à la variance expérimentale, β_i , est évaluée en appliquant un test de Student avec $(n - p)$ degrés de liberté à la quantité suivante :

$$T^{parametre} = \frac{\hat{\beta}_i}{\sqrt{Var(\beta_{experimental})}} \quad (4.11)$$

Les résultats de cette évaluation du modèle par plan d'expériences sont présentés en section 4.3.2 et analysés en section 4.4.3.

4.2.6 Méthode d'identification des propriétés mécaniques

Pour identifier les paramètres matériaux des deux lois de comportement étudiées (C_{10} pour le modèle néo-Hookéen, voir Eq. 4.1 ; C_{10} et C_{20} pour le modèle polynomial réduit d'ordre 2, voir Eq. 4.2), une méthode inverse est appliquée.

Plusieurs étapes sont nécessaires :

1. Calcul de la courbe force/déplacement du modèle EF 2D
2. Évaluation du décalage entre les courbes de réponses numériques et expérimentales
3. Minimisation de cet écart par un algorithme génétique implémenté dans Matlab[®]

Pour comparer les courbes force/déplacement du modèle expérimental 3D et des simulations numériques 2D, les forces de réaction de l'expérience sont normalisées par la longueur du cylindre de compression (50 mm). Le profil de correction défini en section 4.2.3 est appliqué à la courbe de réponse force/déplacement. Les forces de réaction du modèle numérique et du modèle expérimental sont échantillonnées sur la même gamme de déplacement. Une fonction coût définie par l'erreur au sens des moindres carrés (Eq. 4.12) est minimisée en utilisant l'algorithme génétique implémenté dans Matlab[®].

$$E = \sum_{i=1}^l (Y_{sim}(i) - Y_{exp}(i))^2 \quad (4.12)$$

Avec l le nombre de points, Y_{sim} la force de réaction de la simulation numérique et Y_{exp} la force de réaction obtenue expérimentalement. Le critère d'arrêt de l'optimisation est la tolérance sur la fonction coût, fixée à 10^{-6} .

Algorithme génétique

L'algorithme génétique (Figure 4.7) est une méthode de résolution de problèmes d'optimisation qu'ils soient bornés ou non [MathWorks 14]. Cette méthode s'inspire du processus de sélection naturel qui simule une évolution biologique. Cet algorithme démarre par une première génération de solutions potentielles qui sont testées sur la fonction objectif. Si le problème est borné, cette population de solutions est générée aléatoirement dans les bornes du problème. A chaque étape, l'algorithme produit la génération suivante par des principes de sélection, croisement et mutation. Le principe de sélection retient de la génération précédente les variables ayant les meilleures performances sur la fonction coût. Le principe de croisement utilise les résultats de plusieurs générations pour croiser les variables ayant les meilleurs résultats sur la fonction coût. Enfin, le principe de mutation produit une génération suivante en choisissant au hasard dans la génération précédente. Ce principe permet d'explorer toute la gamme des variables et ainsi d'éviter de définir un minimum local comme solution.

Plusieurs critères d'arrêt sont disponibles pour l'algorithme génétique, comme un nombre fixe de générations à effectuer, ou une tolérance sur la valeur de la fonction objectif.

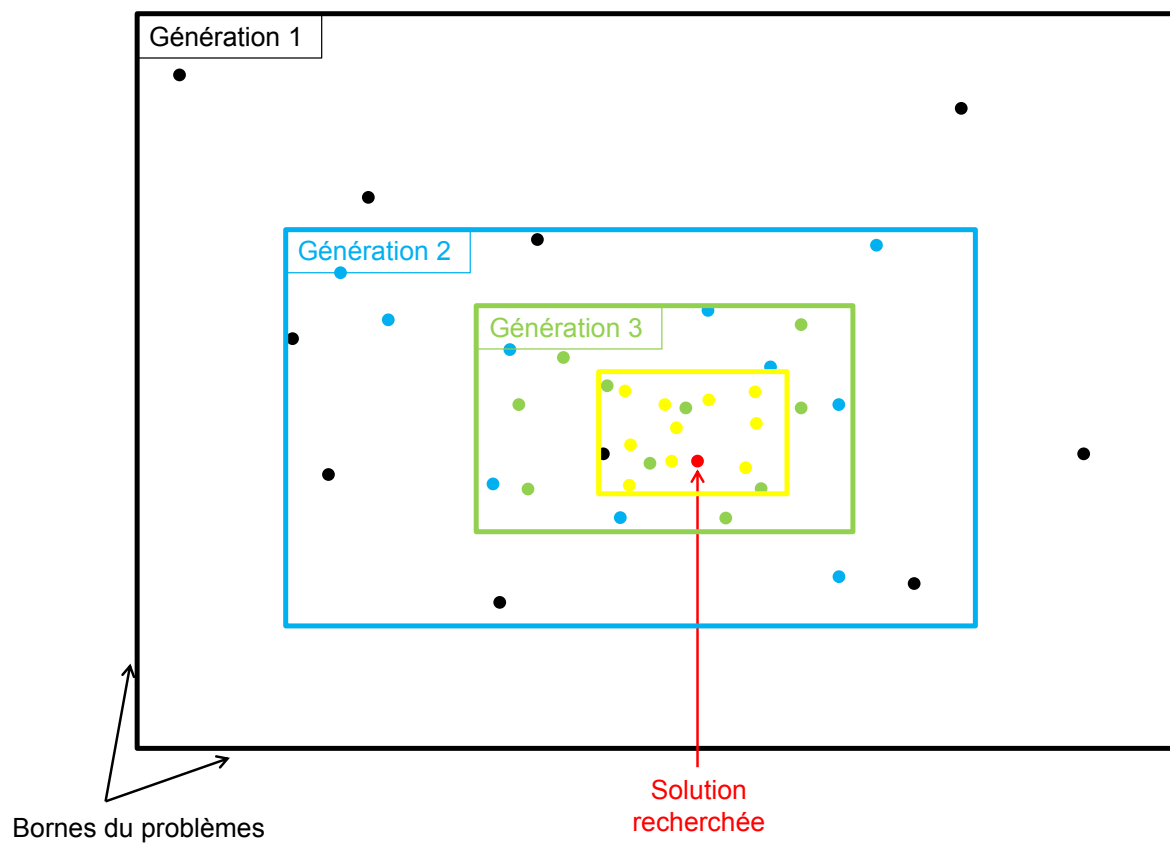


FIGURE 4.7 – Schéma de principe de l'algorithme génétique.

4.2.7 Évaluation de la méthode d'identification

Justesse du montage

Afin de vérifier la justesse du montage expérimental (Figure 4.2) présenté dans le chapitre 4, les réponses de ce montage et d'une machine de traction/compression traditionnelle (Instron) sont comparées sur deux types d'échantillon.

Le premier échantillon est une mousse et le deuxième est une bande de compression. Pour chaque échantillon, 5 cycles de compression à une vitesse de $0,4 \text{ mm.s}^{-1}$ sont réalisés.

Les résultats de ces essais sont présentés en figure 4.8. On observe une bonne corrélation entre les réponses provenant des deux dispositifs, et ce, pour les deux types d'échantillon. Ceci indique le que montage n'a pas de biais.

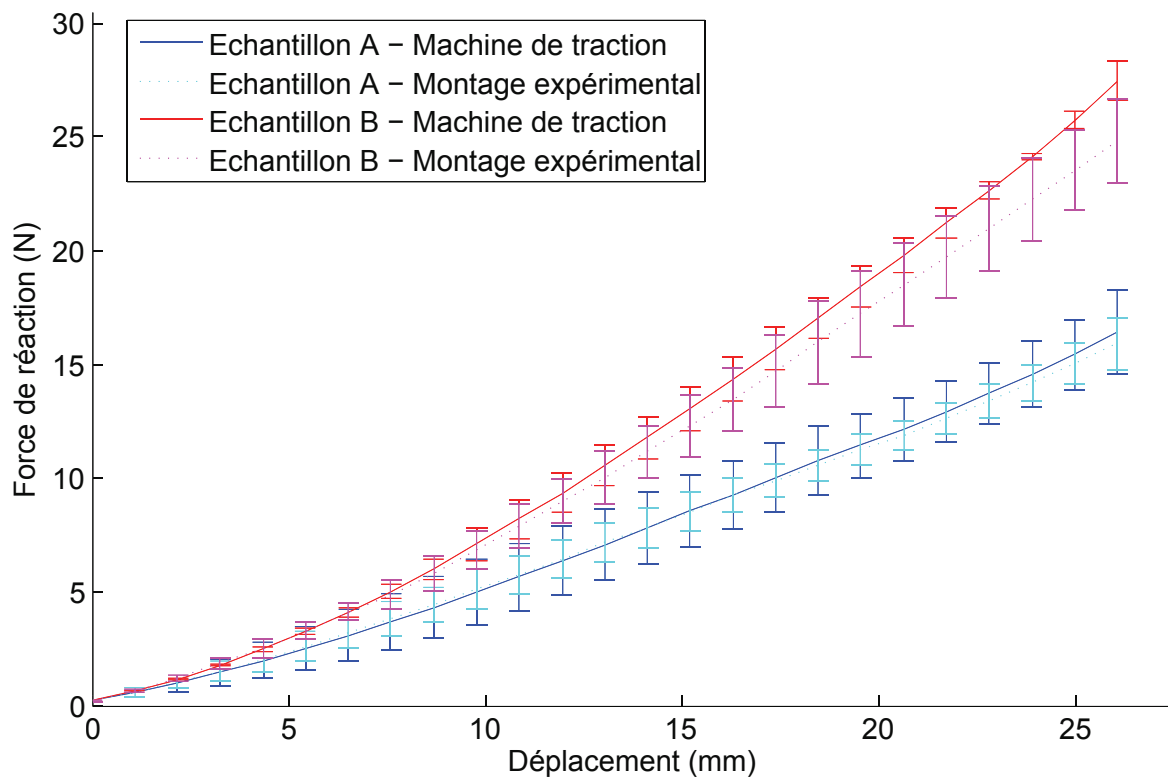


FIGURE 4.8 – Comparaison de la réponse du montage expérimental avec la machine de traction/compression pour deux types d'échantillon – Barres d'erreur : 2σ .

Justesse de la méthodologie de recalage

La méthodologie inverse par éléments finis présentée dans le chapitre 4, section 4.2.6, est testée sur un échantillon test afin de vérifier sa justesse en suivant le protocole défini ci-après :

- Étape A – Montage expérimental
 - Un échantillon de mousse est comprimé localement par le montage expérimental présenté au chapitre 4. Sa courbe de réponse est affichée sur la figure 4.9 (voir *réponse expérimentale A*).
 - Un premier modèle éléments finis est généré mimant cette compression locale.
 - La méthodologie inverse est appliquée à ce modèle pour ajuster sa réponse à celle expérimentale.
 - Les propriétés mécaniques de l'échantillon sont ainsi déterminées. La courbe de réponse du modèle numérique après l'identification des propriétés est affichée sur la figure 4.9 (voir *réponse numérique A*).
- Étape B – Machine de traction/compression Instron
 - L'échantillon est comprimé entre 2 plaques sur la machine de traction/compression. Sa courbe de réponse est affichée sur la figure 4.9 (voir *réponse expérimentale B*).
 - Un deuxième modèle éléments finis est généré en incluant les propriétés mécaniques identifiées par l'étape A.
 - Ce modèle simule la compression de la machine Instron entre deux plaques. La courbe de réponse du modèle numérique est affichée sur la figure 4.9 (voir *réponse numérique B*).
- Étape C – Comparaison
 - La courbe de réponse du modèle EF de l'étape B (Figure 4.9, *réponse numérique B*) est comparée à la courbe de réponse expérimentale de l'étape B (Figure 4.9, *réponse expérimentale B*).

On observe une bonne correspondance des courbes de réponses expérimentales et numériques après identification des propriétés mécaniques de l'échantillon test. Ceci nous permet de vérifier la justesse de cette méthodologie.

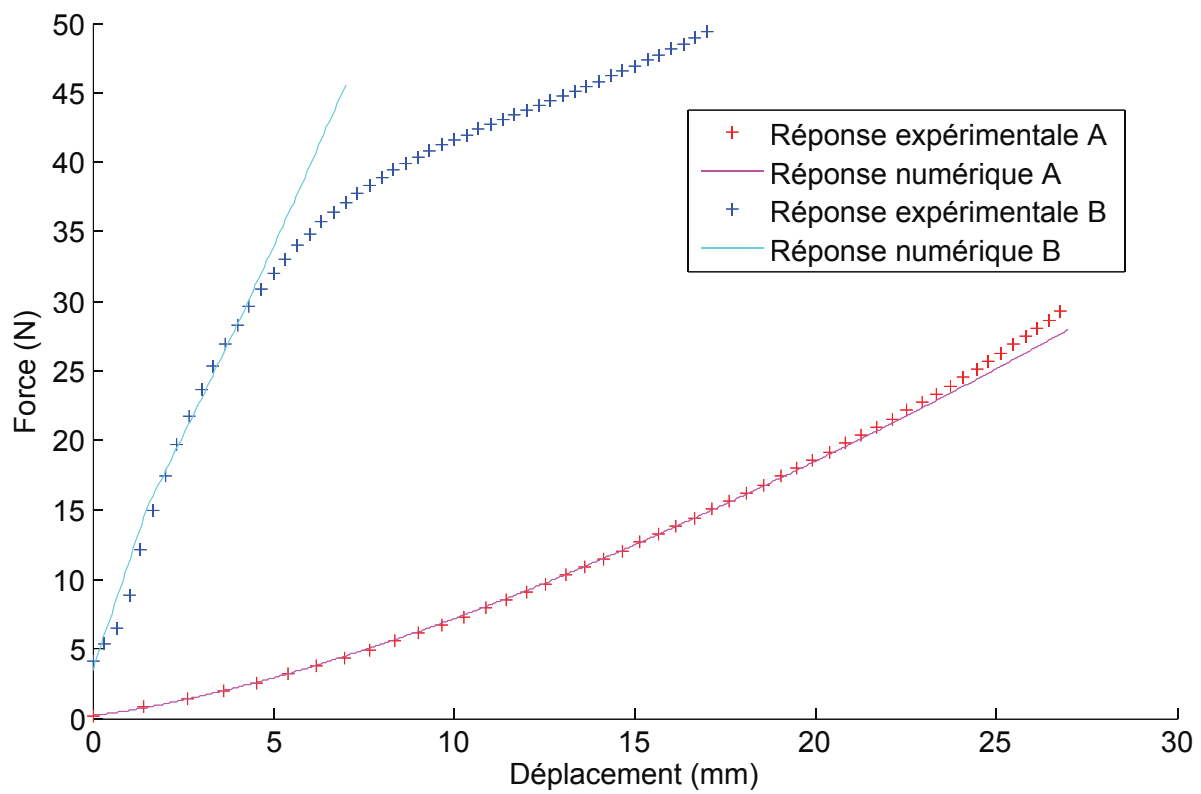


FIGURE 4.9 – Courbes de réponses expérimentales et numériques de l'échantillon test.

4.3 Résultats

4.3.1 Caractérisation de la méthode

Un algorithme génétique est utilisé pour trouver les paramètres à identifier avec une valeur de fonction coût minimale. Il est intéressant de regarder le profil de recherche de la fonction coût pour s'assurer que la solution n'est pas un minimum local mais bien la meilleure sortie pour ce problème. En figure 4.10, ce profil est présenté pour l'optimisation d'un sujet. Il montre que la solution trouvée est bien le minimum global.

Concernant l'évaluation des effets géométriques (Section 4.2.4), l'erreur moyenne entre les courbes force/déplacement du modèle EF 2D dont la géométrie est basée sur la reconstruction des images ultra-sonores et le modèle EF 2D dont la géométrie est basée sur le scan optique est de $6,67\% \pm 4,91\%$.

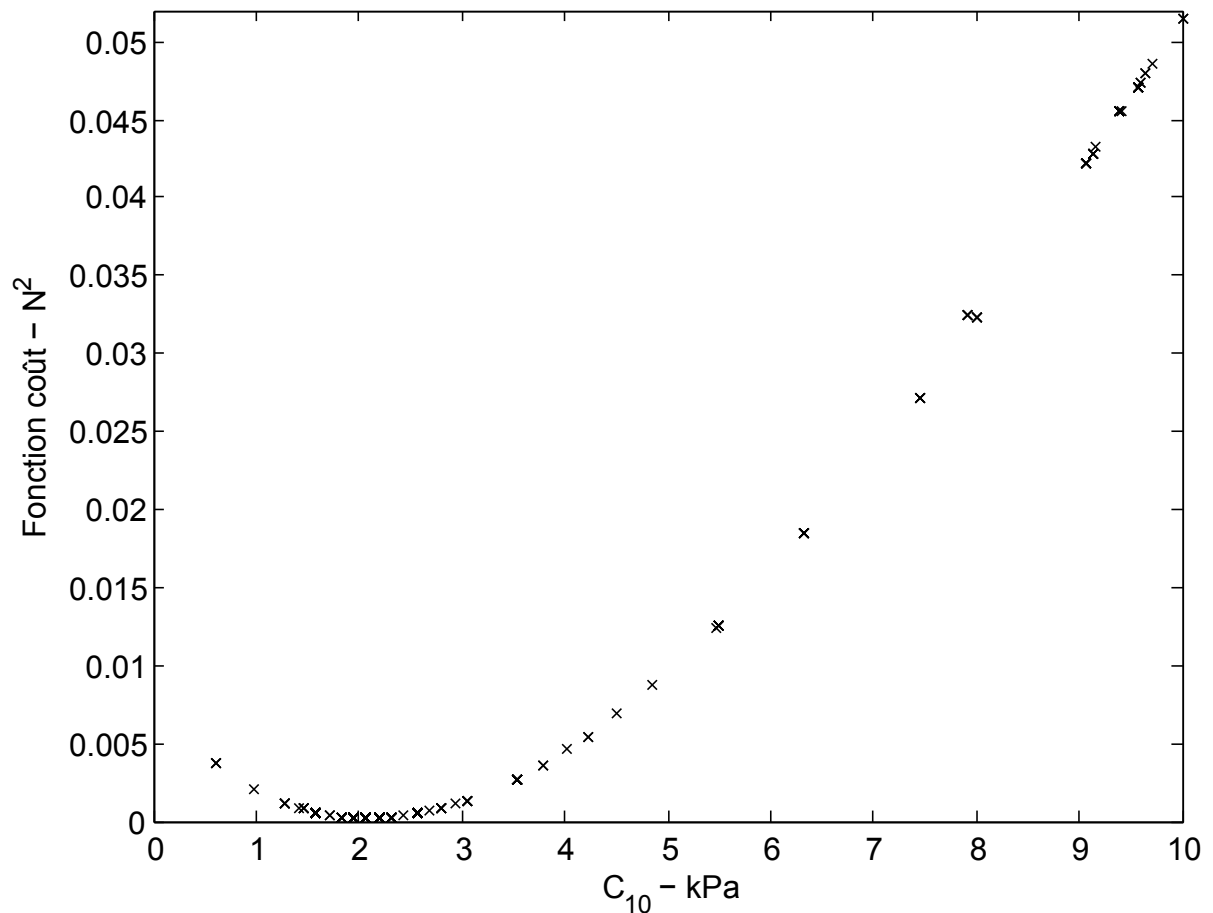


FIGURE 4.10 – Profil de recherche de l'algorithme génétique – valeurs correspondantes de la fonction coût.

4.3.2 Sensibilité du modèle

Qualité du modèle

Les indicateurs de l'analyse statistique ANOVA concernant la validation du modèle, définis en section 4.2.5 sont calculés et sont reportés dans la table 4.3. Les coefficients de régression linéaire, R^2 , sont au dessus de 99% pour toutes les sorties étudiées sauf concernant la pente moyenne entre 20 mm et 30 mm de profondeur de compression. Ceci indique que le modèle de premier ordre est bien ajusté au jeu de simulations.

Analyse de la sensibilité des paramètres

Les coefficients du polynôme d'ordre 2 ajustés sur les valeurs de **courbures** moyennes issues des simulations pour les 3 parties de la courbe sont présentés en figure 4.11. Ceux ajustés sur les valeurs de **pentés** moyennes sont présentés en figure 4.12. Les coefficients qui concernent les interactions entre les paramètres ont été calculés et ne sont pas significatifs, ils ne sont donc pas présentés ici.

Les erreurs sur la régression sont plus élevées pour les deuxièmes et troisièmes parties de la courbe pour chaque sortie étudiée. Ceci indique que l'identification des paramètres matériaux des lois de comportement pour les tissus mous profonds est plus pertinente à partir d'une profondeur de compression égale à 5 mm.

Pour les deux sorties analysées (*i.e.* courbure moyenne et pente moyenne de la réponse force-déplacement), on note que les sensibilités significativement élevées sont celles des propriétés matériaux des tissus mous profonds.

Ces résultats nous confirment que le dispositif expérimental mis en place nous permet bien d'identifier les propriétés mécaniques des tissus mous *profonds*.

4.3.3 Propriétés matériaux pour 4 sujets

Données expérimentales

Pour les quatre sujets, la réponse de la jambe à une compression localisée de 25 mm de profondeur avec un cylindre de 30 mm de diamètre est acquise suivant la méthodologie développée en section 4.2.1. Les résultats sont présentés en figure 4.13.

D'après les équations de Hertz sur le contact entre deux cylindres d'axes parallèles, la force de réaction du milieu, F , par rapport à l'enfoncement du cylindre, δ , est régie par l'équation linéaire suivante [Johnson 87] :

$$F = \frac{\pi}{4} \times E^* \times \delta \quad (4.13)$$

Avec E^* , l'élasticité du matériau normalisée par le coefficient de Poisson.

Sur les courbes de réponse force/déplacement (Figure 4.13) résultant de la compression localisée de la jambe, la non linéarité observée est donc due aux non linéarités du comportement des tissus mous.

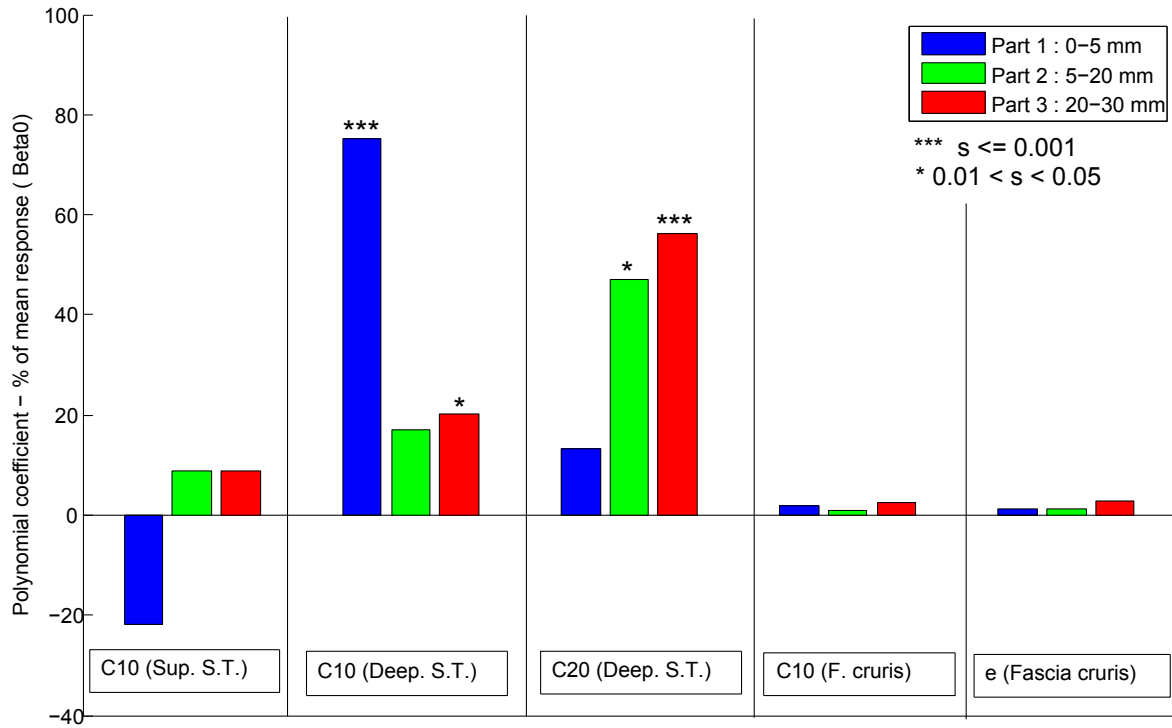


FIGURE 4.11 – Sensibilités à la courbure moyenne - Coefficients du polynôme d'ordre 2 ajusté sur le modèle pour la réponse en courbure moyenne des 3 parties de la courbe force/déplacement. De gauche à droite, les coefficients concernent les paramètres : $C_{10}^{\text{Tissus mous superficiels}}$, $C_{10}^{\text{Tissus mous profonds}}$, $C_{20}^{\text{Tissus mous profonds}}$, $C_{10}^{\text{Fascia cruris}}$, Épaisseur^{Fascia cruris}. s correspond à la significativité.

Identification : loi de comportement néo-Hookéenne

Un exemple des courbes force/déplacement expérimentales et numériques après identification du paramètre matériau C_{10} de la loi de comportement néo-Hookéenne est présenté en figure 4.14 (Haut).

Les résultats de l'identification du paramètre C_{10} pour les 4 sujets et les valeurs de fonction coût correspondantes (voir Eq. 4.12) sont présentés dans la table 4.4.

Identification : loi de comportement polynomiale réduite d'ordre 2

Un exemple des courbes force/déplacement expérimentales et numériques après identification des paramètres matériaux C_{10} et C_{20} de la loi de comportement polynomiale réduite d'ordre 2 est présenté en figure 4.14 (Bas).

Les résultats de l'identification des paramètres C_{10} et C_{20} pour les 4 sujets et les valeurs de fonction coût correspondantes (voir Eq. 4.12) sont présentés dans la table 4.5.

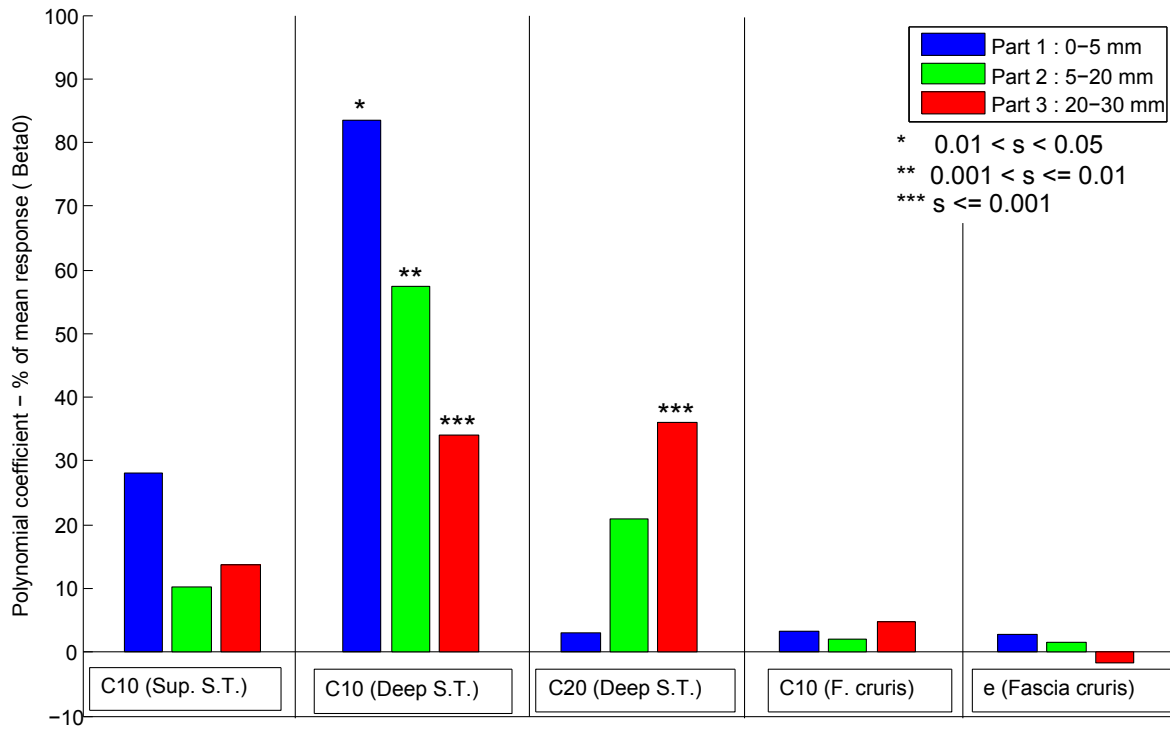


FIGURE 4.12 – Sensibilités à la pente moyenne - Coefficients du polynôme d'ordre 2 ajusté sur le modèle pour la réponse en pente moyenne des 3 parties de la courbe force/déplacement. De gauche à droite, les coefficients concernent les paramètres : $C_{10}^{\text{Tissus mous superficiels}}$, $C_{10}^{\text{Tissus mous profonds}}$, $C_{20}^{\text{Tissus mous profonds}}$, $C_{10}^{\text{Fascia cruris}}$, Épaisseur $^{\text{Fascia cruris}}$. s correspond à la significativité.

TABLE 4.3 – Analyse statistique (ANOVA) de la surface de réponse

Indicateur	Régression		Erreur		R^2
	Somme des carrés	Moyenne des écarts	Somme des carrés	Moyenne des écarts	
Courbure de 0 à 5 mm*	$9,4 \cdot 10^{-5}$	$6,3 \cdot 10^{-6}$	$6,7 \cdot 10^{-7}$	$4,0 \cdot 10^{-8}$	0,9929
Courbure de 5 à 20 mm*	$3,2 \cdot 10^{-5}$	$2,1 \cdot 10^{-6}$	$1,2 \cdot 10^{-7}$	$6,9 \cdot 10^{-9}$	0,9964
Courbure de 20 à 30 mm*	$1,8 \cdot 10^{-4}$	$1,7 \cdot 10^{-5}$	$3,2 \cdot 10^{-7}$	$1,9 \cdot 10^{-8}$	0,9982
Pente de 0 à 5 mm*	$2,2 \cdot 10^{-2}$	$1,5 \cdot 10^{-3}$	$2,1 \cdot 10^{-4}$	$1,2 \cdot 10^{-5}$	0,9907
Pente de 5 à 20 mm*	$5,7 \cdot 10^{-2}$	$3,8 \cdot 10^{-3}$	$1,1 \cdot 10^{-4}$	$6,7 \cdot 10^{-6}$	0,9980
Pente de 20 à 30 mm*	0,19	$1,3 \cdot 10^{-2}$	$1,4 \cdot 10^{-2}$	$8,0 \cdot 10^{-4}$	0,9336

Probabilité du test de Fisher : $* \leq 0,001$

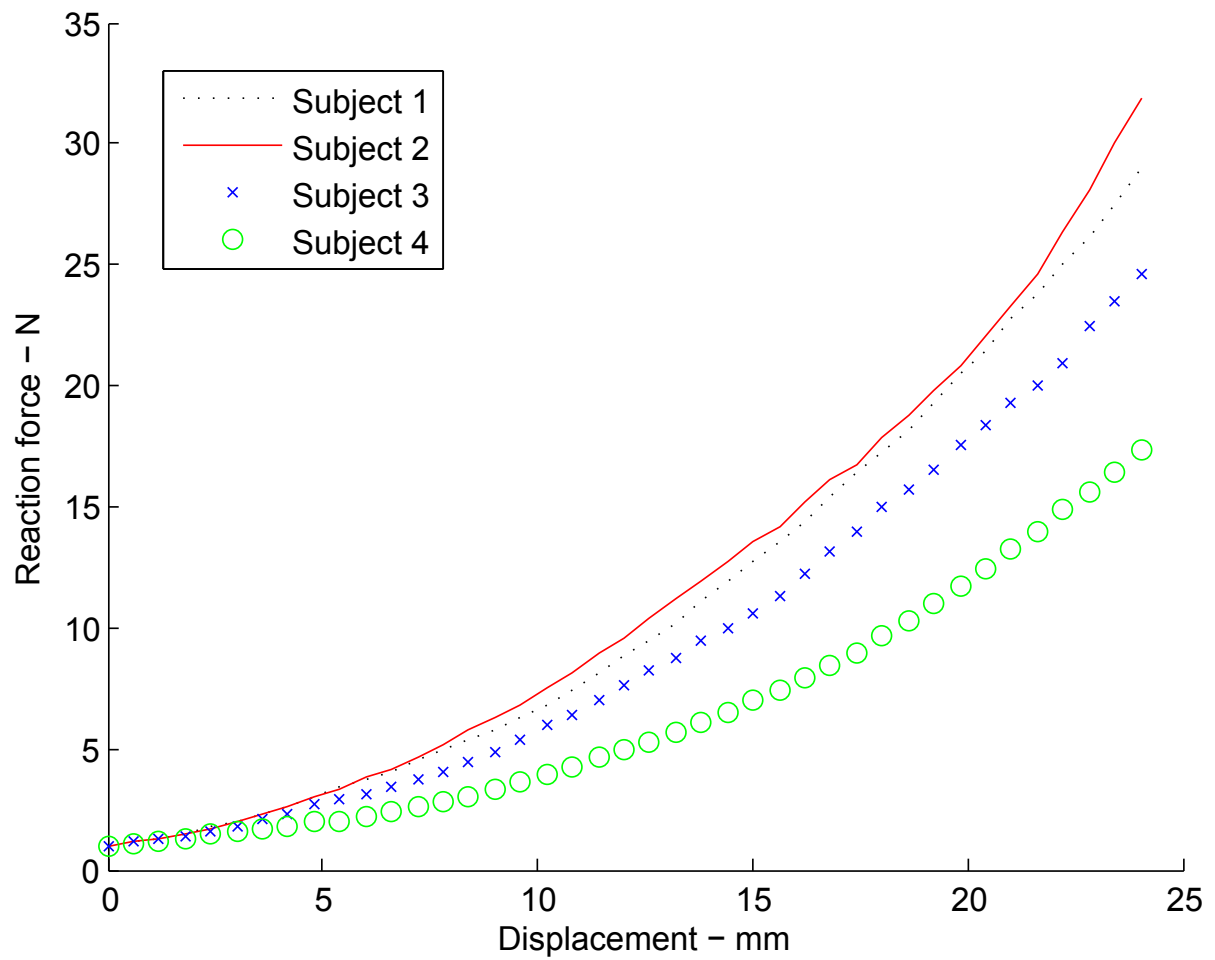


FIGURE 4.13 – Données expérimentales - Réponse de la jambe de 4 sujets à une compression localisée de 25 mm de profondeur avec un cylindre de diamètre 30 mm.

TABLE 4.4 – Identification du C_{10} Tissus mous profonds de la loi de comportement néo-Hookéenne pour 4 sujets

Sujet	C_{10} identifié (kPa)	Valeur fonction coût (N ²)
1	2,11	$1,8 \cdot 10^{-4}$
2	1,72	$1,9 \cdot 10^{-4}$
3	1,21	$9,1 \cdot 10^{-5}$
4	0,51	$6,4 \cdot 10^{-5}$

TABLE 4.5 – Identification des $C_{10}^{\text{Tissus mous profonds}}$ et $C_{20}^{\text{Tissus mous profonds}}$ de la loi de comportement polynomiale réduite d'ordre 2 pour 4 sujets

Sujet	C_{10} identifié (kPa)	C_{20} identifié (kPa)	Valeur fonction coût (N ²)
1	0,82	2,61	$2,6 \cdot 10^{-6}$
2	0,80	2,00	$9,8 \cdot 10^{-6}$
3	0,70	0,80	$1,4 \cdot 10^{-5}$
4	0,19	0,24	$1,7 \cdot 10^{-5}$

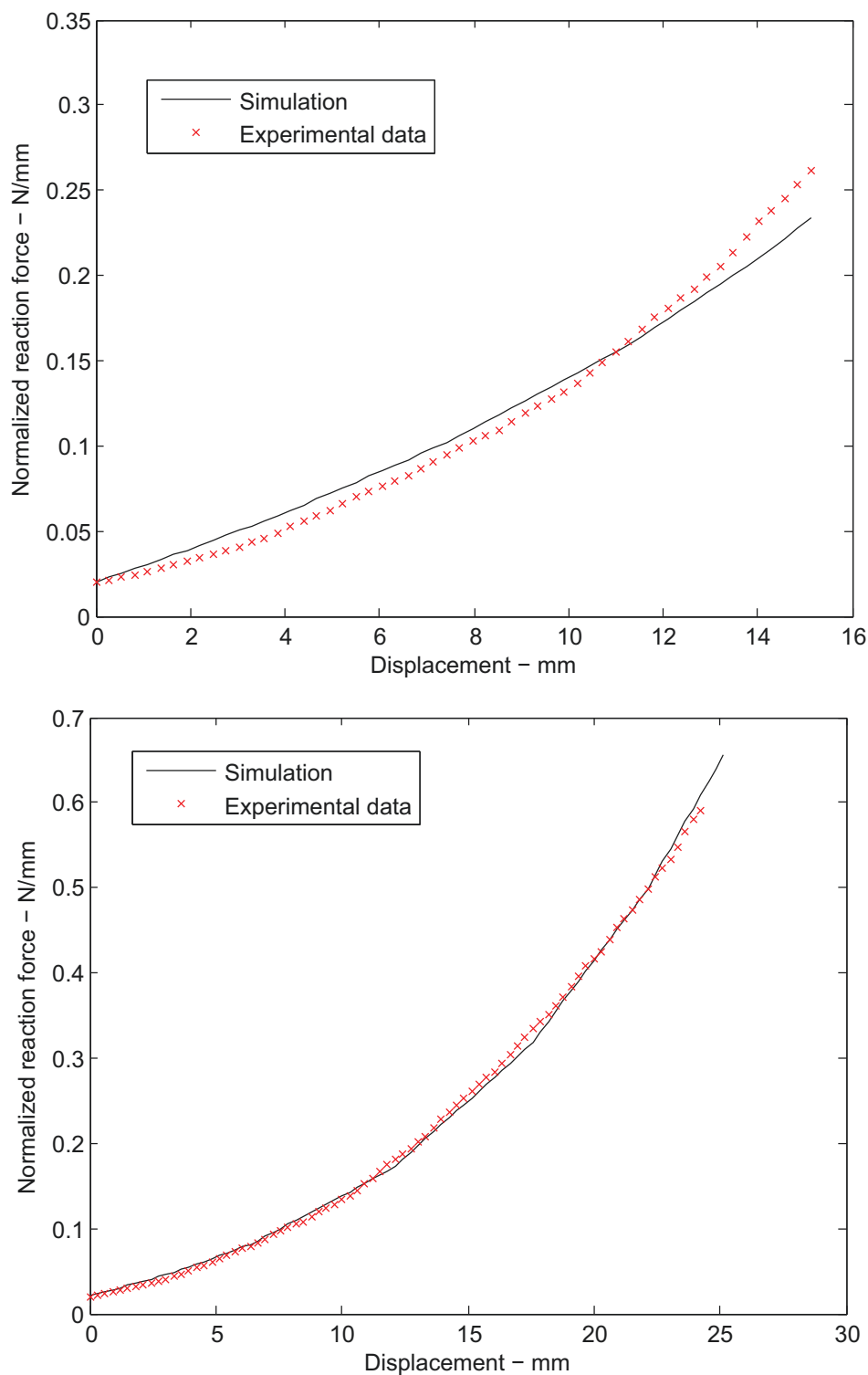


FIGURE 4.14 – Courbe force/déplacement de la simulation après identification (trait plein) et expérimental (trait pointillé) pour un sujet. Haut - Résultat pour le modèle néo-Hookéen, correspondant à C_{10} identifié. Bas - Résultat pour le modèle polynomial réduit d'ordre 2, correspondant aux C_{10} et C_{20} identifiés.

4.4 Discussions

4.4.1 Apports de l'étude

L'utilisation d'une méthode inverse pour identifier les propriétés matériaux des tissus mous existe dans la littérature. Ci-dessous sont présentés quelques exemples.

L'étude de [Iivarinen 11] utilise une méthode inverse en couplant un modèle axi-symétrique multi-couches (peau, graisse) à l'indentation pour déterminer les propriétés mécaniques des tissus mous superficiels de l'avant bras. Une petite taille d'indenteur permet de recruter ici le comportement des tissus mous superficiels uniquement. Un point intéressant de cette technique est de pouvoir identifier séparément les différents tissus mous.

Les études de [Bouten 09] et [Dubuis 12] caractérisent les tissus mous de la jambe de plusieurs sujets. Dans cette méthodologie, sont comparés un modèle EF de la jambe dans un état initial de la jambe relâchée et un état final sous compression élastique, à des scans IRM de la jambe relâchée et sous chaussette de compression. L'identification se fait donc entre deux points et ne permet pas de capturer le caractère non-linéaire du comportement des tissus mous. Cependant, le modèle est constitué de deux compartiments de tissus mous, permettant une distinction entre les propriétés mécaniques du tissu adipeux et du tissu musculaire.

Enfin, l'étude de [Vannah 96] est similaire à celle présentée dans ce chapitre. Une méthode inverse couple un modèle EF personnalisé à l'indentation de la jambe au niveau du mollet par un cylindre de diamètre 8 mm ou 19 mm qui est, dans cette étude, appliqué perpendiculairement à la jambe. Néanmoins, ce modèle EF est constitué d'un seul compartiment de tissu mou, sans distinction de peau, graisse et muscle.

La méthodologie décrite dans ce chapitre apporte donc un outil rapide et efficace pour l'identification des tissus mous profonds de la jambe sur plusieurs sujets, en prenant en compte le caractère non linéaire du comportement de ce tissu.

4.4.2 Hypothèses liées au modèle numérique

Le modèle EF 2D personnalisé de la jambe qui est implémenté dans cette étude comporte plusieurs hypothèses discutées ici.

Normalisation des données expérimentales

Afin de comparer les courbes force/déplacement de l'acquisition expérimentale 3D au modèle EF 2D, les forces de réaction sont normalisées par la longueur du cylindre de compression. Cette hypothèse apporte une sous-estimation de la force d'environ 15% sur le modèle 2D (voir section 4.2.3). En effet, quand les forces de réaction 3D sont normalisées par la longueur du cylindre, les concentrations de contraintes sur la jambe aux niveaux des bords du cylindre ne sont pas prises en compte (Figure 4.15). Cependant, cette sous-estimation est corrigée en

appliquant le profil de correction déterminé par l'équation 4.3.

Cette normalisation pose une limite. En effet, dans les premiers millimètres de la compression localisée, la longueur de contact est partielle (*i.e.* inférieure à la longueur du cylindre à savoir 50 mm) parce que la jambe n'est pas parfaitement cylindrique. Cependant, l'analyse statistique du plan d'expériences (voir section 4.3.2) montre que l'identification des paramètres matériaux des tissus mous profonds n'est pas aussi significative dans les premiers millimètres que pour un déplacement supérieur à 5 mm.

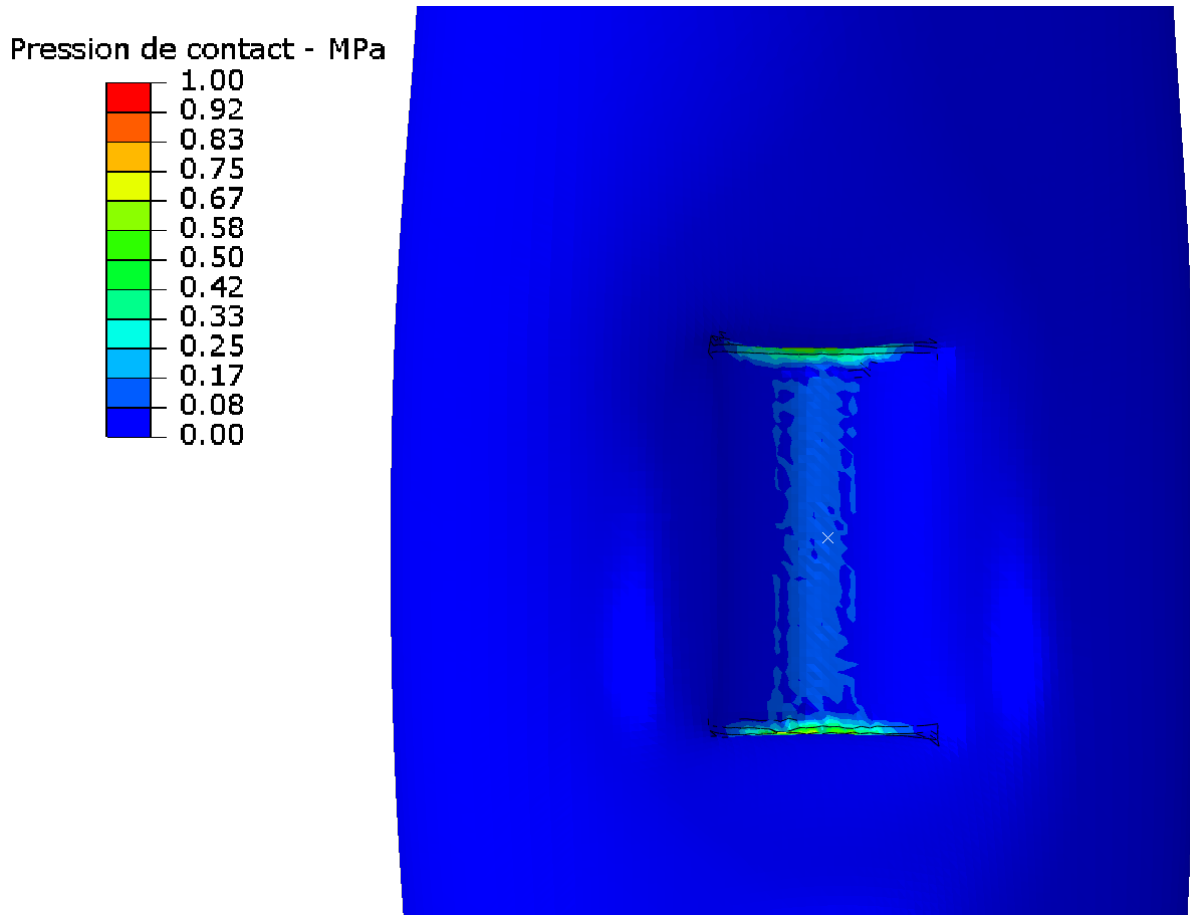


FIGURE 4.15 – Distribution de la pression appliquée sur la jambe.

Compressibilité du matériau

Il est commun de considérer les tissus mous humains comme incompressibles de part leur composition majoritaire en eau [Fung 93]. Cependant, une étude préliminaire a montré qu'une loi de comportement purement incompressible ne donne pas des résultats cohérents. Donc, un modèle légèrement compressible est utilisé ici, en prenant des valeurs du paramètre matériau D (Équations 4.1 et 4.2) identifiées par une étude précédente [Bouten 09]. Cette dernière montre une différence d'aire ($\simeq 5\%$) sur des scans transversaux de la jambe pris par IRM avant et après l'application d'une compression élastique de 20 mmHg. Ceci peut s'expliquer par le fait

qu'en appliquant une compression sur la jambe, le système veineux se vide et les tissus mous peuvent se déplacer vers le haut. Cette différence d'aire serait donc le résultat du transport du sang vers le haut au travers du retour veineux et d'effets géométriques 3D. C'est pourquoi il est nécessaire d'ajuster le paramètre D . Pour pouvoir l'identifier de manière personnalisée, d'autres tests seraient nécessaires, par exemple, par des mesures précises de changement d'aires lors de la compression.

4.4.3 Plan d'expériences

L'importance mécanique du *fascia cruris* dans l'étude de la compression élastique de la jambe humaine est l'objet de questionnements sur son rôle contentif du tissu musculaire [Papadopoulos 81, Bergqvist 07]. Cependant, le plan d'expériences appliqué à ce modèle EF 2D pour l'étude de la réponse à une compression localisée ne montre pas d'intérêt significatif des propriétés mécaniques ou de l'épaisseur du *fascia cruris*. Il est possible que le *fascia cruris* ait un rôle structural qui ne soit pas détectable par cette compression localisée. D'autres investigations devront être proposées par la suite pour répondre aux questions concernant le rôle de ce tissu.

4.4.4 Propriétés matériaux identifiées

L'identification de paramètres matériaux de la loi de comportement néo-Hookéenne sur la jambe humaine est présente dans la littérature [Bouten 09, Dubuis 12]. Dans ces deux études, l'identification des tissus mous profonds résulte en un C_{10} compris entre 1 kPa et 15 kPa. Ici, les valeurs de C_{10} identifiées sur le modèle de comportement néo-Hookéen sont comprises entre 0,5 kPa et 2,1 kPa. Ces valeurs sont donc du même ordre de grandeur que celles précédemment identifiées.

Bien que l'influence des propriétés matériaux du *fascia cruris* soit plus faible que celles des propriétés matériaux des tissus mous profonds, la présence de cette structure anatomique dans le modèle EF semble rigidifier légèrement la jambe. Ce qui tend à faire identifier des valeurs de C_{10} dans la tranche basse de celles identifiées dans la littérature [Bouten 09, Dubuis 12].

Pour ces grandes déformations, l'utilisation du modèle néo-Hookéen (voir Eq. 4.1) apparaît limité car il ne capture pas la non-linéarité de la courbe force/déplacement de réponse à une compression localisée. La loi de comportement polynomiale d'ordre 2 donne une meilleure approximation du comportement des tissus mous profonds dans la jambe humaine.

Dans ce modèle EF 2D, on considère le tissu musculaire comme ayant un comportement isotrope transverse, ce qui est commun quand on suppose une distribution des fibres musculaires perpendiculaires au plan transversal. Il serait intéressant de regarder l'effet de la compression localisée dans d'autres orientations pour capturer le caractère anisotrope du muscle. Aussi, les propriétés identifiées ici sont celles de la jambe à l'état musculaire relâché. D'autres investigations avec un contrôle du niveau de contraction musculaire permettraient d'identifier également les propriétés du tissu musculaire à l'état actif.

Enfin, cette méthodologie appliquée à un plus grand nombre de sujets permettrait de déterminer l'ampleur de la variabilité inter-sujet.

4.5 Conclusion

Ce chapitre présente une méthode rapide et non-invasive permettant d'identifier les propriétés mécaniques des tissus mous profonds de la jambe.

Pour cela, une méthode inverse est utilisée couplant un modèle EF 2D personnalisé multi-matériau à des données expérimentales d'un essai de compression localisée. Après l'évaluation de cette méthode sur un sujet, elle est appliquée à 3 autres sujets sains pour identifier les paramètres matériaux de deux lois de comportement pour les tissus mous profonds. La méthodologie développée dans ce chapitre est novatrice dans le sens où elle permet de prendre en compte la non-linéarité du comportement du matériau car les propriétés matériaux sont identifiées sur toute une plage de déformation et non sur une comparaison d'un état final avec un état initial. Cette étude montre qu'une loi polynomiale d'ordre 2 est plus adaptée qu'une loi néo-Hookéenne pour représenter le comportement des tissus mous profonds. Aussi, la différenciation des matériaux (peau, graisse, *fascia cruris*, muscle) permet de découpler les contributions de chaque tissu. Ceci amène à identifier des valeurs de paramètres matériaux plus faibles que celles habituellement déterminées.

Cette méthodologie couplée à celle développée dans le chapitre 3, permet la création de modèles EF personnalisés en termes de géométrie et de propriétés mécaniques pour l'étude biomécanique de la jambe sous compression élastique. Cette étude est présentée dans le chapitre suivant.

Chapitre

5

Application au développement d'un modèle de la jambe sous compression élastique

Ce chapitre présente le développement d'un modèle éléments finis (EF) 2D personnalisé de la jambe sous compression élastique par l'utilisation des deux méthodologies décrites dans les chapitres 3 et 4. Après une description détaillée de l'implémentation de ce modèle, les résultats de l'étude biomécanique de la jambe sous compression élastique pour 4 sujets sont présentés. Pour un sujet, la déformation du modèle EF 2D est comparée à une IRM de cette jambe sous compression élastique.

Sommaire

5.1	Introduction	90
5.2	Préambule	91
5.2.1	Acquisition des données	91
5.2.2	Hypothèses sur l'anatomie	91
5.3	Définition du modèle éléments finis	92
5.3.1	Géométrie	92
5.3.2	Discretisation	94
5.3.3	Propriétés matériaux	96
5.3.4	Assignation des propriétés matériaux aux éléments du modèle EF	98
5.3.5	Conditions aux limites sur la jambe	98
5.3.6	Définition de la compression élastique	98
5.3.7	Définition des contacts	99
5.4	Évaluation du modèle éléments finis	101
5.4.1	Acquisition des données	101
5.4.2	Implémentation du modèle numérique d'évaluation	101
5.4.3	Évaluation	102
5.5	Résultats	106
5.5.1	Distribution de la pression hydrostatique pour 4 sujets	106
5.5.2	Fermeture des veines pour 4 sujets	109
5.6	Discussion	112
5.6.1	Apports de l'étude	112
5.6.2	Prédiction des effets de la compression élastique	114
5.7	Conclusion	115

5.1 Introduction

Le traitement de l'insuffisance veineuse est dominé par la compression élastique. Les études physiologiques démontrent l'efficacité de ce traitement. Malgré cela, pour certains patients, l'objectif thérapeutique n'est pas atteint.

Des études biomécaniques précédentes [Avril 10, Dubuis 12, Rohan 14] ont mis en lumière l'importance de la transmission de pression aux travers des tissus mous dans les mécanismes relatifs à ce traitement. C'est pourquoi dans cette thèse l'accent est mis sur la caractérisation personnalisée des propriétés mécaniques des tissus mous.

Dans le chapitre 3, les propriétés matériaux des tissus mous superficiels ont été mesurées par élastographie ultra-sonore par ondes de cisaillement. Dans le chapitre 4, les propriétés matériaux des tissus mous profonds ont été identifiées par une méthode inverse. Ce chapitre vise à coupler ces deux méthodes pour définir un modèle biomécanique par EF personnalisé en termes de géométrie et de propriétés mécaniques pour l'étude de la jambe sous compression élastique. Après un préambule exposant les principales hypothèses de ce modèle biomécanique, la définition de ce dernier est présentée en détail. Puis, à la suite d'une validation de la géométrie de la jambe sous compression élastique obtenue numériquement et par IRM, les résultats de l'étude numérique de la jambe sous compression élastique de 4 sujets sont exposés.

5.2 Préambule

5.2.1 Acquisition des données

Pour cette étude biomécanique de la jambe sous compression élastique, plusieurs données expérimentales sont acquises. Les 4 mêmes sujets volontaires (3 hommes et 1 femme, âge moyen : 27 ans) que ceux des chapitres 3 et 4 passent un scan IRM de la jambe, une acquisition de données ultra-sonores et un test de compression locale du mollet droit. Le protocole d'acquisition de ces données est expliqué en détail dans les chapitres 3 et 4.

5.2.2 Hypothèses sur l'anatomie

Sur la coupe transversale présentée en figure 2.1, on identifie les tissus mous entourant les deux os (tibia et fibula) de la jambe. Les éléments auxquels on va s'intéresser dans cette étude composant les tissus mous sont, du plus superficiel au plus profond, la peau, les tissus adipeux sous-cutanés, le *fascia cruris* et les quatre loges musculaires. Ce à quoi s'ajoutent trois réseaux veineux, un superficiel, un profond et un transverse [Kamina 90].

Ici, on choisit de créer un modèle EF 2D comportant un unique compartiment englobant les tissus mous de la jambe (groupes musculaires, graisse, *fascia cruris*). L'hétérogénéité et les valeurs des propriétés mécaniques des tissus mous superficiels sont données par l'approche définie au chapitre 3. Et les propriétés mécaniques des tissus mous profonds sont données par l'approche définie au chapitre 4. Ce choix nous permet d'avoir un modèle EF avec peu de contacts, convergeant facilement et rapidement, tout en conservant l'hétérogénéité des propriétés des tissus mous de la jambe.

La structure anatomique de la peau est conservée et sera modélisée à partir de données de la littérature.

Afin d'étudier l'effet de la compression élastique de la jambe, deux veines sont ajoutées : la petite et la grande veine saphène. En effet, il apparaît que la compression élastique a un effet significatif sur le réseau veineux superficiel [Rohan 13, Rohan 14]. Cependant, il n'a pas encore été démontré l'efficacité de la compression élastique sur le réseau veineux profond, surtout comparée à l'effet de la contraction musculaire comprimant ces veines.

5.3 Définition du modèle éléments finis

5.3.1 Géométrie

Jambe

La section transversale de la jambe acquise par IRM et la reconstruction ultra-sonore sont recalées par une transformation de corps rigide (Chapitre 3, section 3.2.2) en utilisant les contours des os (tibia et fibula) visibles sur les deux modalités d'imagerie (Figure 5.1).

A partir de la segmentation de la reconstruction ultra-sonore, la géométrie globale de la jambe est définie. De même, la position et la taille des veines saphènes (petite et grande) sont relevées (Figure 5.2 - B). Pour chaque sujet, deux géométries globales de la jambe sont générées : une correspondant à l'état musculaire inactif (Figure 3.9 – deuxième ligne) et l'autre, à l'état musculaire actif correspondant à une contraction isométrique égale à 30% de la contraction maximale volontaire (Figure 3.9 – troisième ligne).

Les os sont segmentés sur le scan transverse de la jambe acquis par IRM (Figure 5.2 - A), car la totalité des bords des os n'est pas disponible sur la reconstruction ultra-sonore.

Sur les données que nous avons, il n'est pas possible de mesurer avec précision l'épaisseur de la paroi des veines. L'épaisseur est donc fixée à 1/10 du rayon moyen conformément aux observations de [Han 07, Han 09].

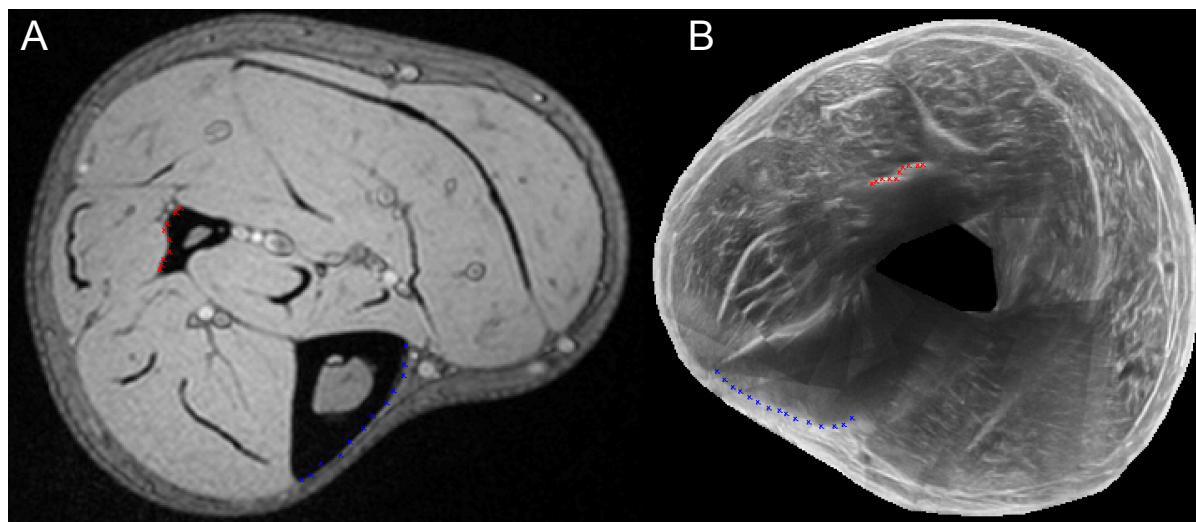


FIGURE 5.1 – Recalage de deux modalités d'imagerie - Les bords du tibia (bleu) et de la fibula (rouge) sont repérés sur le scan IRM (A) et sur la reconstruction ultra-sonore (B) afin de recalier les images par une transformation de corps rigide.

Bas médical de compression

La géométrie du bas médical de compression (BMC) est définie par un cercle de rayon, R , dans son état initial. La dimension est définie par la circonférence au repos au niveau du plan de coupe de l'image par IRM et ultrasons d'un bas médical de compression de classe 2, correspondant à une pression appliquée de 20 mmHg.

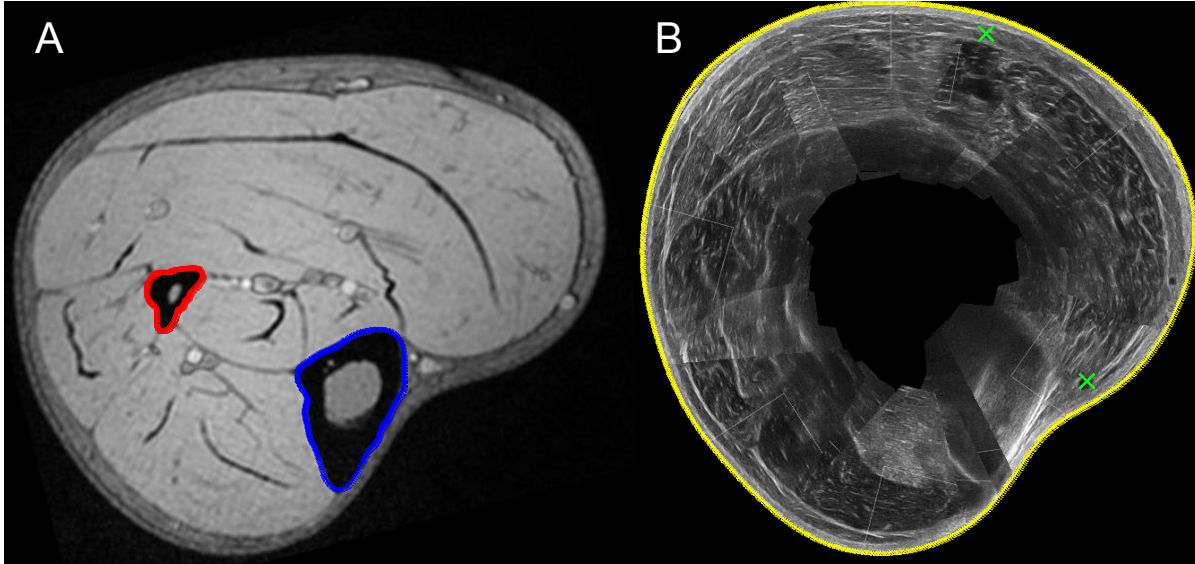


FIGURE 5.2 – Segmentation - Sur le scan transversal acquis par IRM (A), les bords du tibia (bleu) et fibula (rouge) sont définis. Sur la reconstruction ultra-sonore (B), la géométrie globale de la jambe est segmentée (jaune) et la position et taille des veines sont relevées (vert).

5.3.2 Discrétisation

Les contours segmentés sur les images sont stockés sous forme de liste de coordonnées de points dans des fichiers textes. Un script Python permettant de communiquer avec l'environnement Abaqus/CAE développé en interne est utilisé pour automatiser la construction du modèle EF à partir des fichiers textes. Le maillage de la jambe et du BMC créé à partir de la géométrie patient-spécifique dans Abaqus/CAE est présenté en figure 5.3.

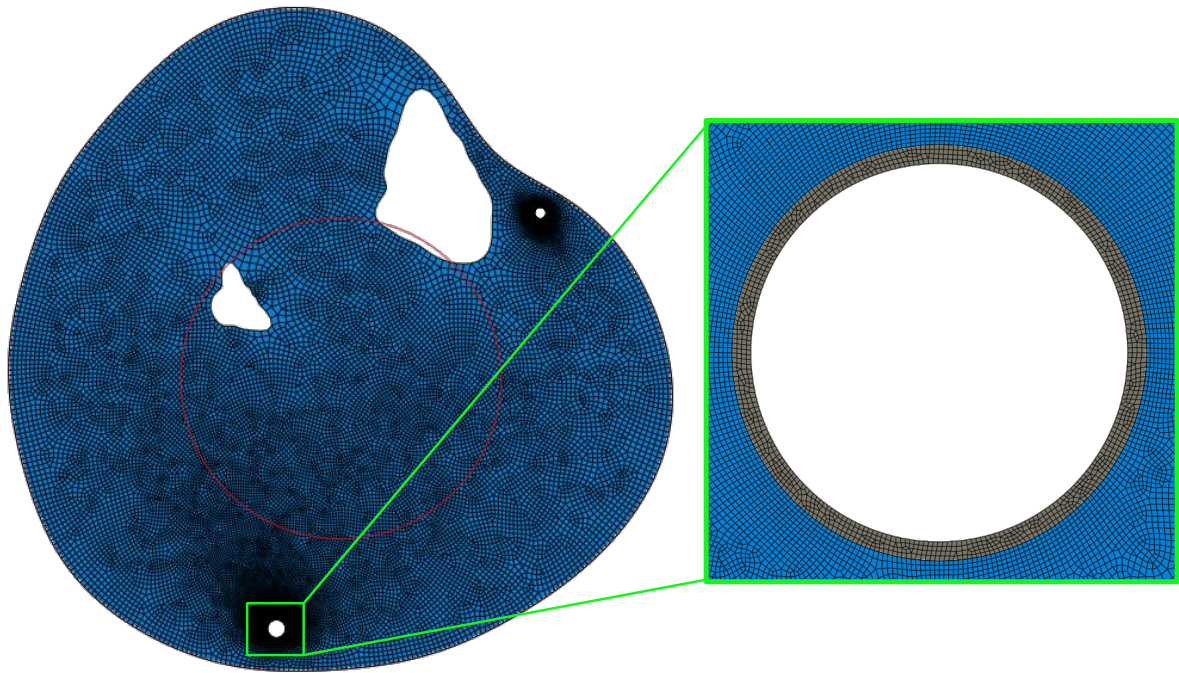


FIGURE 5.3 – Maillages de la jambe et du BMC (rouge) générés dans Abaqus à partir de la géométrie personnalisée.

Peau et Bas médical de compression

La peau et le BMC sont modélisés par des éléments câbles à interpolation linéaire (T2D2 dans la librairie d'éléments Abaqus).

Tissus mous

Les tissus mous sont modélisés par une version hybride des éléments continus à interpolation linéaire en déformation plane (triangles CPE3H et quadrangles CPE4H de la librairie d'éléments Abaqus). La formulation hybride permet de gérer automatiquement les problèmes

d'incompressibilité rencontrés dans la modélisation des tissus mous biologiques. En effet, les éléments hybrides ont un degré de liberté supplémentaire leur permettant de considérer la pression hydrostatique comme étant une inconnue supplémentaire.

Veines

On impose un raffinement du maillage au voisinage de la veine (Figure 5.3) en faisant attention d'avoir la même taille d'élément à l'interface veine/tissus mous.

Une étude précédente [Rohan 13] a permis de déterminer par une étude de sensibilité du maillage la taille des éléments de la veine pour avoir un bon compromis entre précision et taille du modèle. Cette étude a fixé le nombre d'éléments à 4 dans l'épaisseur de la veine.

5.3.3 Propriétés matériaux

Tissus mous superficiels

Les tissus mous superficiels comprenant les tissus adipeux et le *fascia cruris* sont représentés par une loi de comportement hyper-élastique neo-Hookéenne. Son énergie de déformation par unité de volume de référence est définie par [Hibbit 09] :

$$U = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J^{el} - 1)^2 \quad (5.1)$$

Avec \bar{I}_1 , le premier invariant du tenseur des déformations de Cauchy-Green gauche (\bar{B}), calculé à partir de la partie isochore du tenseur gradient des déformations $\bar{F} = J^{-\frac{1}{3}}F$ ($\bar{I}_1 = trace(\bar{B}) = I : \bar{B}$); J^{el} le taux de dilatation volumique ($J = det(F)$); C_{10} et D_1 les paramètres matériaux.

Pour chaque point de Gauss des tissus mous superficiels, des données d'élasticité SWE sont disponibles et les propriétés matériaux suivantes sont assignées : $C_{10} = \frac{E}{6}$, avec E , le module élastique local mesuré par élastographie ultrasonore SWE. La valeur du paramètre D_1 est fixée selon des données de la littérature (Table 5.1).

Peau

La sonde utilisée pour l'acquisition des données d'élastographie ultra-sonore SW ne permet pas d'enregistrer des valeurs précises au sein des différentes couches de la peau (*i.e.* distinction entre l'épiderme qui est la couche la plus superficielle et le derme placé en dessous). Il faudrait pour cela une sonde haute fréquence. Il nous faut donc modéliser la peau dans sa globalité à partir des données de la littérature. Ces données sont nombreuses et dépendent du mode d'acquisition (torsion [Agache 80], traction [Boyer 07] ou succion [Delalleau 08]) et des propriétés physiques mesurées (élastique linéaire [Hendriks 06], visco-élastique [Jachowicz 07] ou hyper-élastique). On fait ici l'hypothèse de modéliser le comportement de la peau par une loi de comportement hyper-élastique néo-Hookéenne.

Les valeurs choisies sont reportées dans la table 5.1.

Tissus mous profonds

Les tissus mous profonds comprenant essentiellement les muscles sont représentés par une loi de comportement polynomiale réduite d'ordre 2. Son énergie de déformation par unité de volume de référence est définie par [Hibbit 09] :

$$U = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + \frac{1}{D_1}(J^{el} - 1)^2 + \frac{1}{D_2}(J^{el} - 1)^4 \quad (5.2)$$

Avec \bar{I}_1 , le premier invariant du tenseur des déformations de Cauchy-Green gauche (\bar{B}), calculé à partir de la partie isochore du tenseur gradient des déformations $\bar{F} = J^{-\frac{1}{3}}F$ ($\bar{I}_1 = trace(\bar{B}) = I : \bar{B}$); J^{el} le taux de dilatation volumique ($J = det(F)$); C_{10} , C_{20} et D_1 , D_2 les paramètres matériaux.

Les paramètres matériaux C_{10} et C_{20} sont identifiés par une méthode inverse couplant un modèle EF 2D à un test expérimental de compression localisée de la jambe par un cylindre de diamètre 30 mm (voir chapitre 4).

Les paramètres matériaux D_1 et D_2 ne sont pas identifiés dans cette étude et sont donc pris dans la littérature (Table 5.1).

Veines saphènes et bas médical de compression

Les veines et le bas médical de compression sont représentés par une loi de comportement linéaire élastique. Les valeurs des paramètres matériaux (E , module de Young et ν , coefficient de poisson) sont prises dans la littérature et sont reportées dans la table 5.1.

TABLE 5.1 – Propriétés matériaux de chaque constituant du modèle biomécanique.

Matériau	Modèle de comportement	Paramètres	Sources
Tissus mous superficiels	Hyper-élastique	$C_{10} = \frac{E}{6} MPa$	Elastographie SW
	Néo-Hookéen	$D_1 = 22.5 MPa^{-1}$	[Bouten 09]
Tissus mous profonds	Hyper-élastique	C_{10}, C_{20}	Identifiés
	polynôme réduit	$D_1, D_2 = 28 MPa^{-1}$	[Bouten 09]
Peau	Hyper-élastique	$C_{10} = 0.1 MPa$	[Iivarinen 11]
	Néo-Hookéen	$D_1 = 0.14 MPa^{-1}$	
Veines	Élastique linéaire	$E = 0.1 MPa$ $\nu = 0.49$	[Rohan 13]
BMC	Élastique linéaire	$E = 0.4 MPa$ $\nu = 0.49$	[Dubuis 12]

5.3.4 Assignation des propriétés matériaux aux éléments du modèle EF

Une fois les propriétés mécaniques des tissus mous superficiels et profonds identifiées, il s'agit d'associer à chaque élément du maillage EF une propriété matériau. Pour cela, un script Matlab est écrit. Il est détaillé ci-dessous :

1. Une image représentant les propriétés matériaux des tissus mous est définie en associant à chaque pixel de l'image une valeur de module élastique. Une table de correspondance définissant les coordonnées en mm de chaque pixel est créée.
2. Le fichier input écrit par Abaqus[®] qui contient notamment les coordonnées des nœuds déterminant les sommets des éléments du maillage EF est lu par le script et les coordonnées sont stockées dans une matrice.
3. Pour chaque élément du maillage EF, la fonction nommée *inpolygon* implémentée dans Matlab repère les pixels de l'image étant à l'intérieur du triangle ou quadrangle constituant l'élément à l'aide des coordonnées des pixels et celles des nœuds de l'élément. Les valeurs de module élastique associées à ces pixels sont moyennées pour définir une valeur par élément.
4. Le numéro de l'élément et la valeur de module élastique lui correspondant sont stockés dans un fichier texte. Ce fichier est lu par Abaqus[®] lors de l'implémentation du modèle EF.

5.3.5 Conditions aux limites sur la jambe

Des conditions aux limites de Dirichlet (en déplacement) sont imposées sur tous les contours des deux os (tibia et fibula).

5.3.6 Définition de la compression élastique

Il est choisi de modéliser l'effet de la compression élastique par BMC en résolvant directement le problème de contact à l'interface peau/BMC. Pour cela, plusieurs étapes sont nécessaires :

1. Gonflement - Après avoir passé la jambe et le BMC en coordonnées polaires (*i.e.* la position de chaque nœud du maillage est définie par un angle et un rayon), un déplacement radial égal au rayon local de la jambe est imposé aux nœuds du BMC à l'état initial. Le déplacement angulaire de chaque nœud du BMC est fixé à zéro. Cette étape permet de 'gonfler' le BMC et de le positionner juste au dessus de la peau (Figure 5.4).
2. Contact - Le déplacement radial du BMC est laissé libre et le contact entre la peau et le BMC est activé. Pendant cette étape, le déplacement angulaire de chaque nœud du BMC est toujours fixé à zéro pour faciliter la convergence.
3. Équilibre - Le blocage du déplacement angulaire du BMC est annulé. Le BMC se relaxe autour de la jambe. A la fin de cette étape, l'équilibre à l'interface jambe/BMC est résolu.

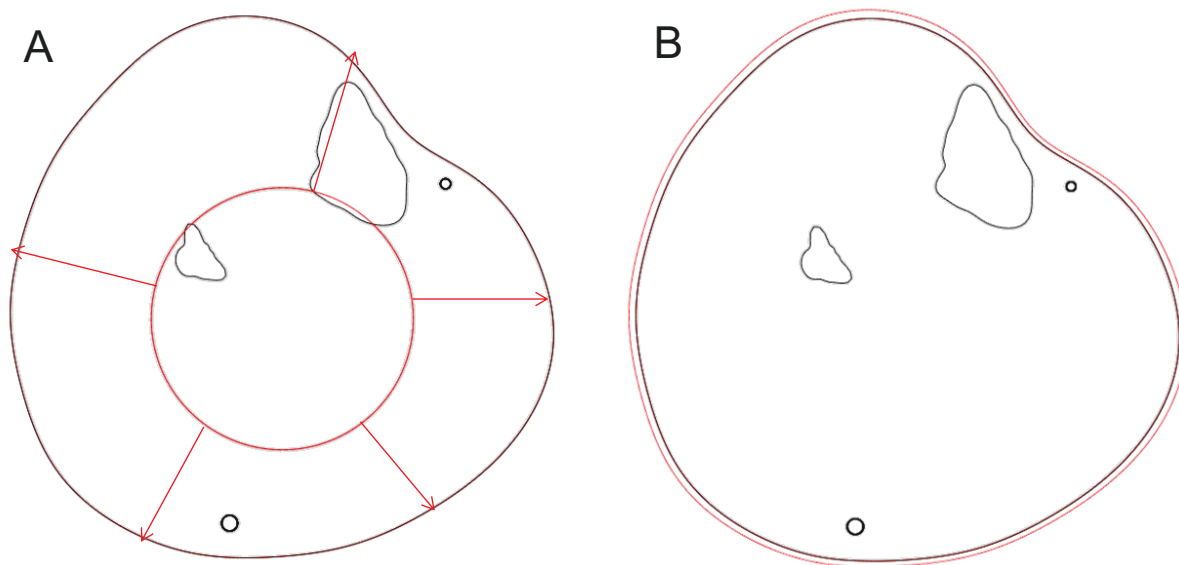


FIGURE 5.4 – Application de la pression de contact sur la jambe - Un déplacement radial est imposé au BMC égal au rayon local de la jambe.

5.3.7 Définition des contacts

Différents modèles de contact sont disponibles dans Abaqus/Standard. Ces modèles permettent de définir la discrétisation des surfaces en contact et les algorithmes régissant le comportement normal et tangentiel. Les choix de contact réalisés ici sont basés sur une étude précédente [Rohan 13] ayant défini les meilleurs paramètres pour avoir une bonne convergence du modèle de la jambe sous compression élastique. Ces choix sont expliqués ci-dessous.

Une discrétisation "surface-surface" est choisie. Dans ce type de discrétisation, le contact est calculé sur l'ensemble de la surface contrairement à la discrétisation "point-surface" où le contact est calculé localement sur chacun des points de la surface. Ceci permet d'avoir une pression de contact plus régulière et donc plus représentative de la réalité.

Une condition de contact est imposée pour traduire la non-pénétration du BMC dans la jambe. Un frottement sec de type Coulomb est défini à l'interface tissus mous superficiels/BMC avec un coefficient de frottement égal à 0,3 selon les données de la littérature [Gerhardt 09]. On peut se poser la question de l'impact de ce coefficient sur la réponse du modèle car la dernière étape de la simulation comporte un relâchement du BMC autour de la jambe. Une étude préliminaire montre qu'une modification du coefficient de frottement a peu d'impact sur la répartition de pression hydrostatique au sein des tissus mous (Figure 5.5). On note une tension résiduelle dans le BMC lorsque le coefficient de frottement est plus élevé (Figure 5.6).

Pour le comportement normal et tangentiel, la méthode de pénalité est utilisée. Elle permet

une convergence plus facile du modèle EF. Cependant, la valeur de raideur par défaut de pénalité est trop faible pour notre étude. Donc, pour éviter une pénétration excessive de la surface maître (*i.e.* surface pouvant pénétrer la surface dite esclave ; elle définit généralement la surface ayant les propriétés mécaniques les plus élevées ou le maillage le plus dense) dans la surface esclave, la raideur de pénalité est ajustée.

Une condition cinématique de liaison parfaite est définie à l'interface os/tissus mous. Ceci définit les degrés de liberté des deux surfaces en contact comme ayant les mêmes rotations et

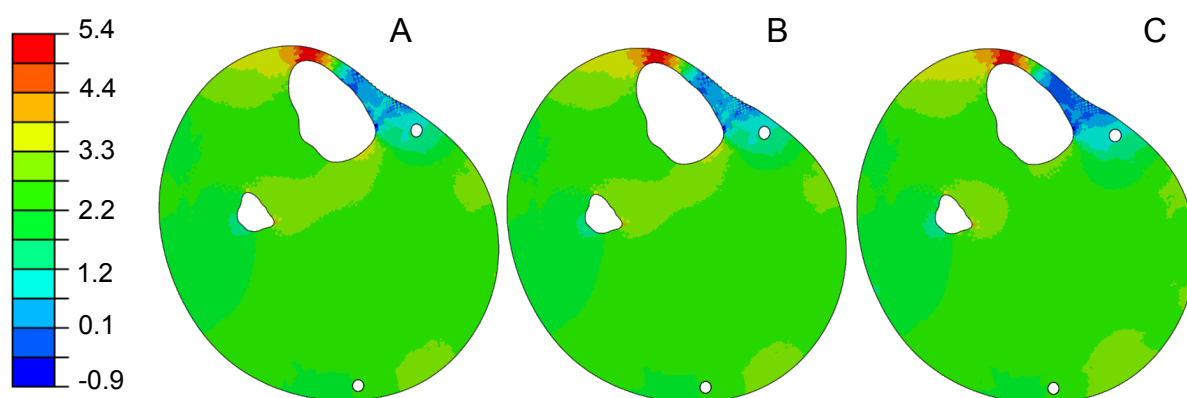


FIGURE 5.5 – Répartition de la pression hydrostatique en kPa au sein des tissus mous de la jambe sous compression élastique pour un sujet avec un ajustement du coefficient de friction

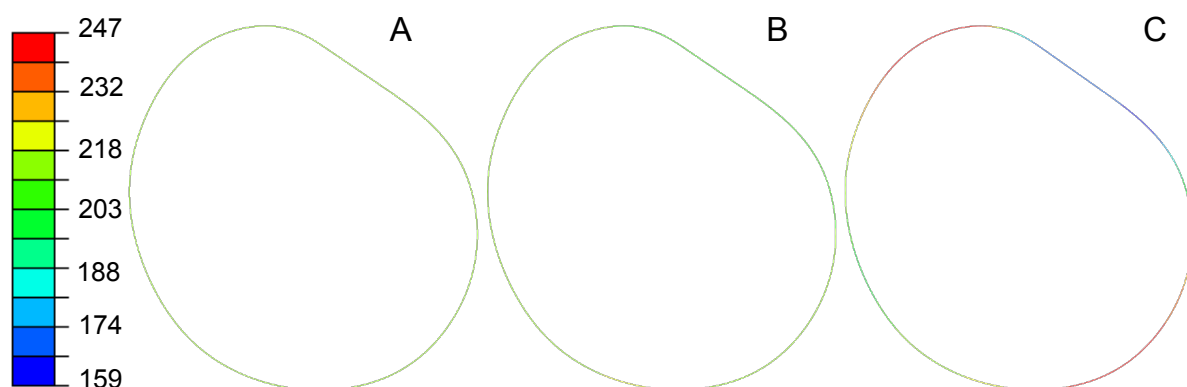


FIGURE 5.6 – Tension en N au sein du BMC pour un sujet avec un ajustement du coefficient de friction entre le BMC et la peau – Valeur du coefficient de friction : A = 0,001 ; B = 0,01 ; C = 0,3.

5.4 Évaluation du modèle éléments finis

Afin d'évaluer le modèle par éléments finis personnalisé de la jambe sous compression élastique, la déformation obtenue par EF est comparée à celle d'un scan transversal IRM de la jambe portant un BMC.

5.4.1 Acquisition des données

Un des sujets (femme, 24 ans) passe une IRM avec port du BMC en plus du protocole défini dans les chapitres 3 et 4.

5.4.2 Implémentation du modèle numérique d'évaluation

Géométrie

Pour pouvoir comparer la déformation de la jambe due au port du BMC par IRM et par EF, il faut avoir une même géométrie initiale. La méthodologie présentée dans la section 5.3.1, définit la géométrie globale de la jambe sur la reconstruction ultra-sonore. Ici, la géométrie globale de la jambe est définie à partir de la segmentation du scan transversal de la jambe acquis par IRM.

Recalage des propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques des tissus mous de la jambe sont définies en partie sur la reconstruction ultra-sonore. Il est donc nécessaire de recalibrer les propriétés mécaniques acquises par élastographie ultra-sonore SW sur la géométrie provenant du scan IRM. Pour cela, plusieurs étapes sont nécessaires et sont décrites ci-dessous.

1. Recalage rigide des deux modalités d'imagerie (Figure 5.7). Ceci est effectué par la méthodologie décrite aux sections 3.2.2 et 5.3.1.
2. Après segmentation du contour global de la jambe sur l'image ultrasons et sur l'image IRM, des points sont sélectionnés sur le contour, correspondant aux mêmes repères anatomiques (Figure 5.8). De la même manière, des points sont sélectionnés à l'intérieur de la jambe.
3. Les coordonnées des points sélectionnés sont stockées. Puis pour chaque couple de points, la différence entre les coordonnées est calculée par :

$$\begin{aligned} Dx_i &= x_i^{IRM} - x_i^{US} \\ Dy_i &= y_i^{IRM} - y_i^{US} \end{aligned} \tag{5.3}$$

Avec x_i^{IRM} et y_i^{IRM} , les coordonnées en x et y des points sélectionnés sur la coupe transversale acquise par IRM ; x_i^{US} et y_i^{US} , les coordonnées en x et y des points sélectionnés sur reconstruction ultra-sonore ; Dx_i et Dy_i , la différence entre les coordonnées de points.

4. Après avoir déterminé les coordonnées des pixels contenus dans l'image obtenue par IRM, une interpolation linéaire calcule la valeur des différences Dx et Dy pour tous les pixels de l'image IRM (Figure 5.9 - A et B).
5. Les différences calculées sont utilisées comme des déplacements. Les différences calculées en x (Figure 5.9 - A) et en y (Figure 5.9 - B) sont appliquées sur les coordonnées des pixels de l'image acquise par US (Figure 5.9 - C), de même pour les coordonnées en y . Finalement, l'image US est déformée (Figure 5.9 - D) et se superpose à l'image IRM (Figure 5.9 - E).

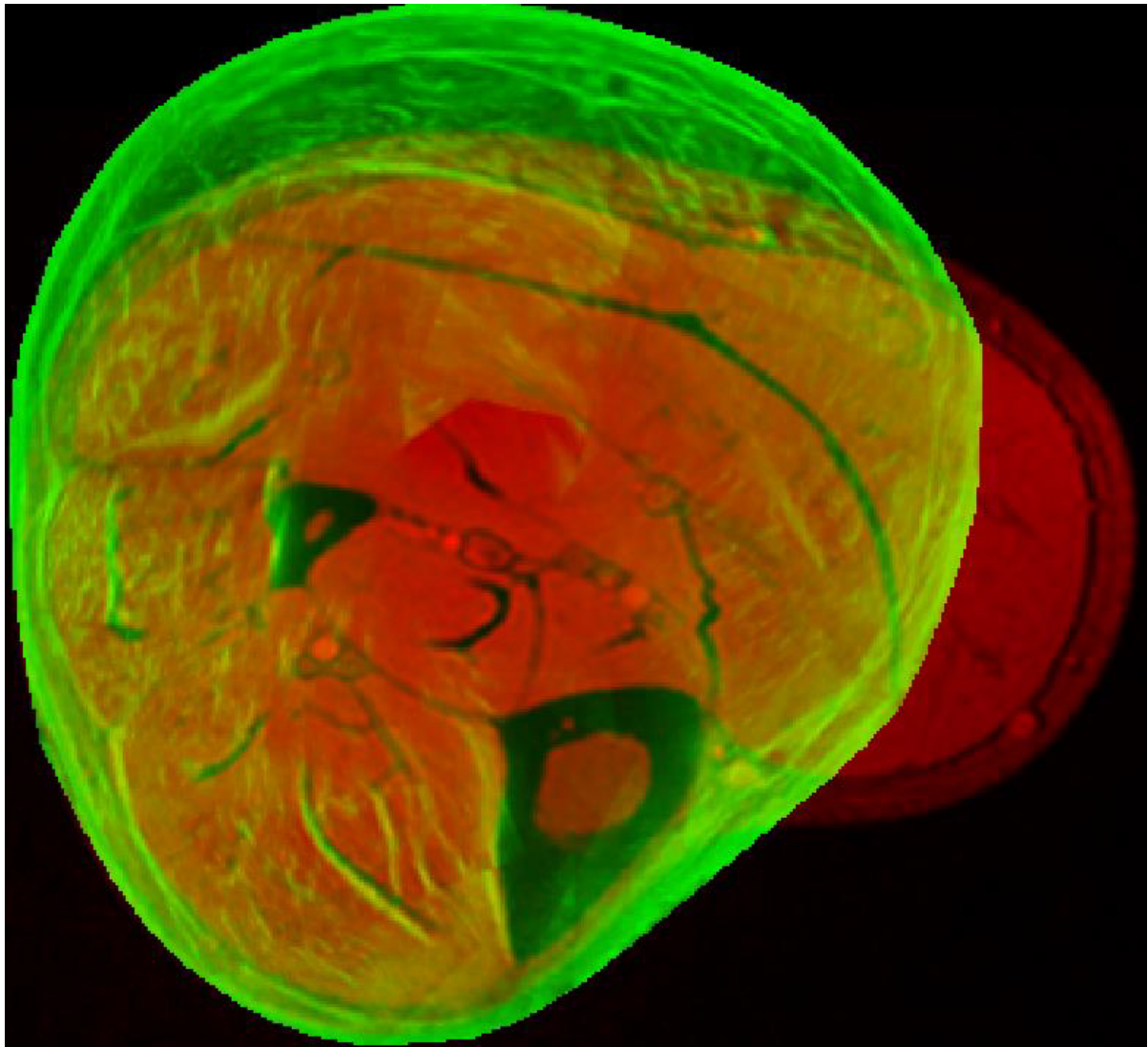


FIGURE 5.7 – Recalage rigide des deux modalités d'imagerie (ultrasons et IRM).

5.4.3 Évaluation

La comparaison de la déformée du modèle par éléments finis personnalisé de la jambe sous compression élastique avec celle obtenue par IRM montre une bonne correspondance qualitative

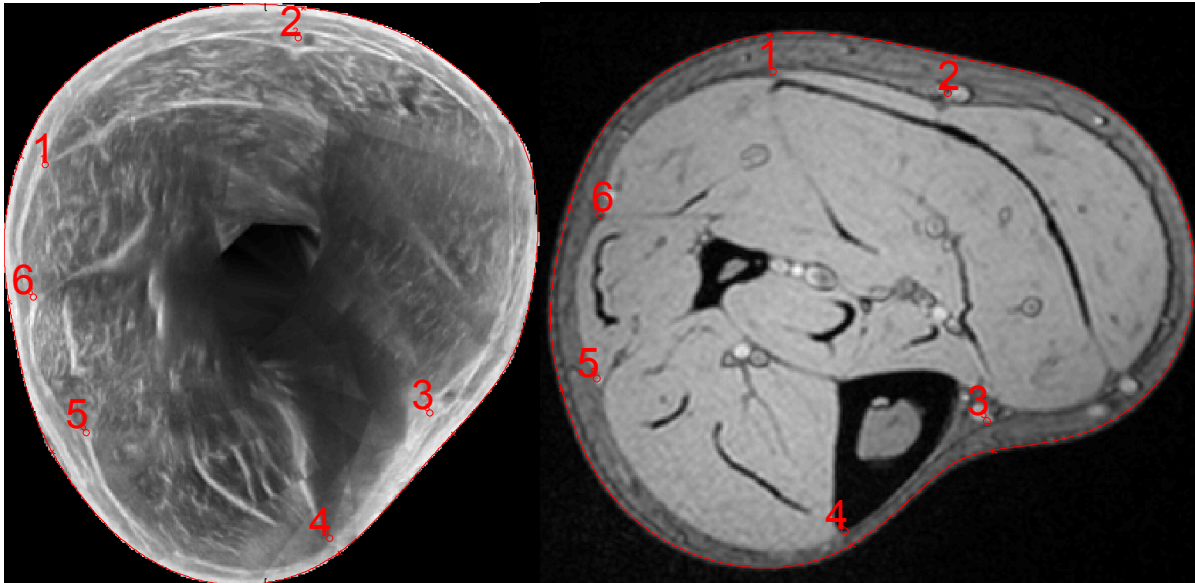


FIGURE 5.8 – Sélection de repères anatomiques sur le contour de la jambe.

(Figures 5.10). Dans les deux cas (EF et IRM), on note un arrondissement de la géométrie de la jambe lorsqu'elle est sous compression élastique.

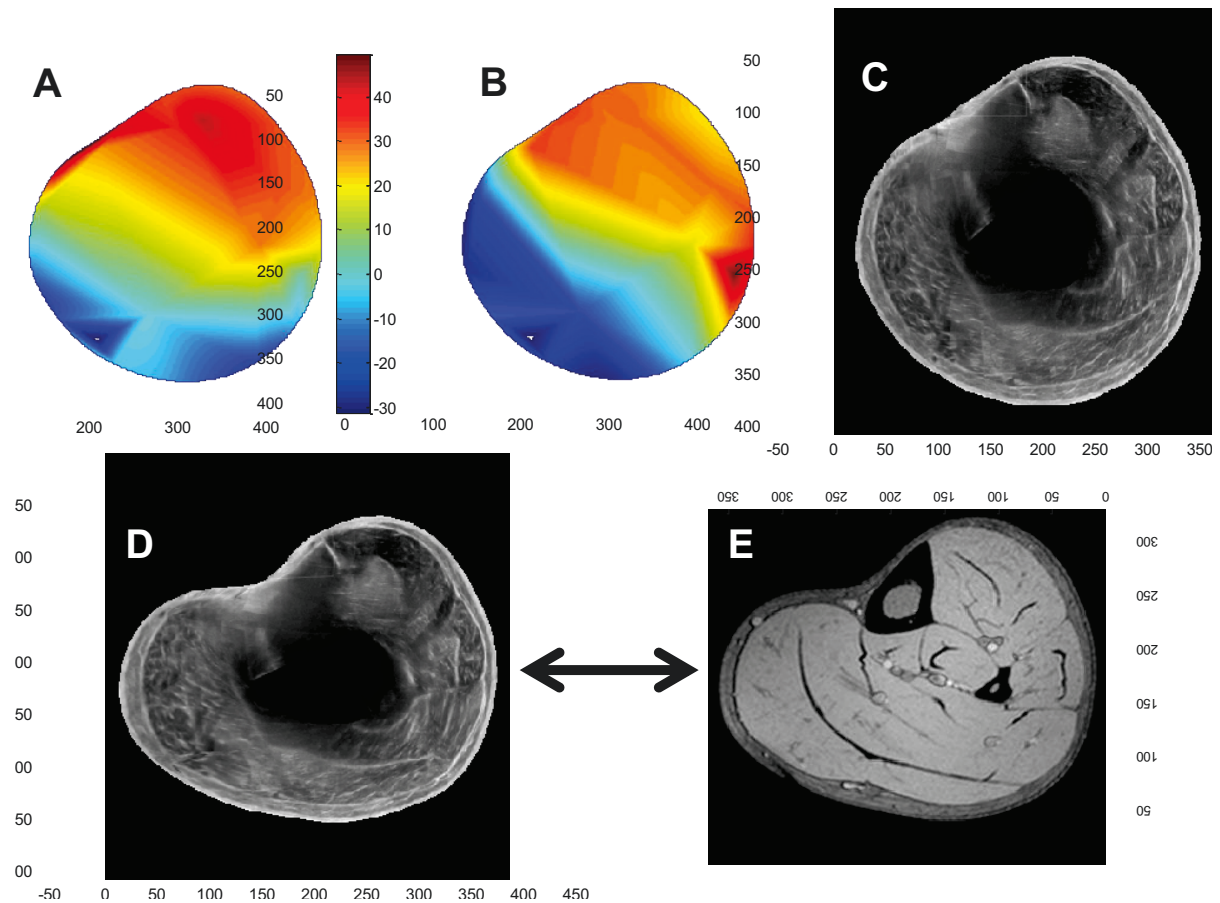


FIGURE 5.9 – Interpolation linéaire des déplacements calculés aux points sélectionnés par l'utilisateur sur les deux modalités d'imagerie. Distributions des déplacements en pixel dans les directions x (A) et y (B). Ces déplacements sont appliqués aux pixels de l'image C et la transforme en l'image D pour la recaler avec l'image E.

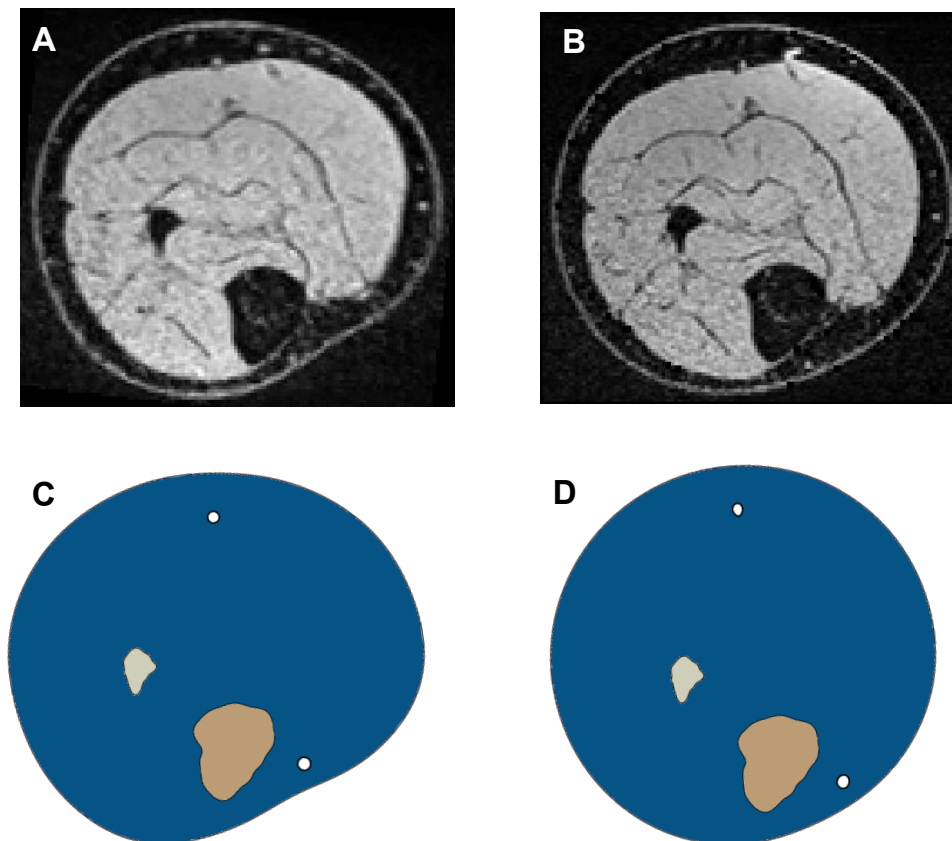


FIGURE 5.10 – Évaluation - Coupes transversales de la jambe droite d'un sujet féminin obtenues par IRM avec (B) et sans (A) bas médical de compression. Simulation par EF de la jambe sous compression élastique à l'état initial (C) et à l'état final (D).

5.5 Résultats

Pour quatre sujets, un modèle EF 2D personnalisé de la jambe est implémenté et la réponse de celle-ci à la compression élastique par un BMC est calculée. Ici sont présentés les résultats de ces simulations.

5.5.1 Distribution de la pression hydrostatique pour 4 sujets

État musculaire inactif

La figure 5.11 présente les cartes de pression hydrostatique pour les quatre sujets étudiés. La présentation de la distribution de la pression hydrostatique à l'intérieur de la jambe est choisie car elle ne dépend pas du système de coordonnées pris et peut-être utilisée pour prédire l'écoulement local de fluide. En effet, la distribution de la pression hydrostatique permet de visualiser les gradients de pression au sein de la jambe, qui sont un bon indicateur de l'écoulement des fluides.

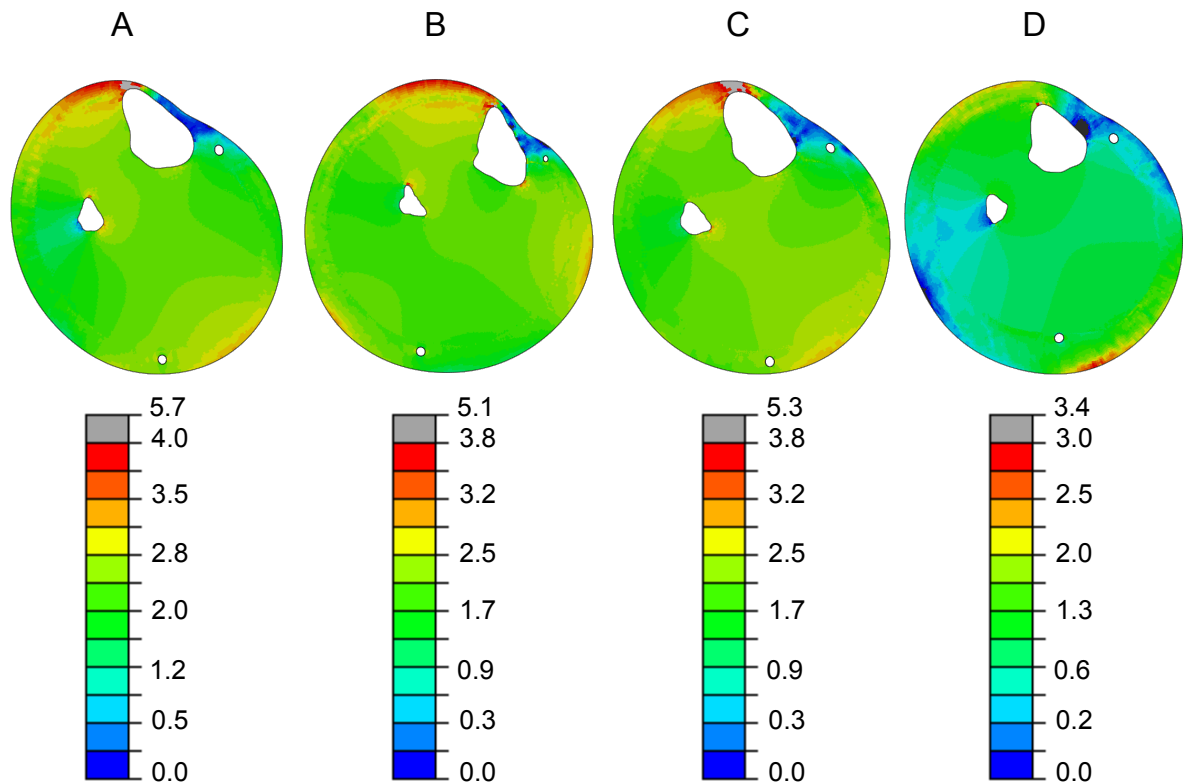


FIGURE 5.11 – Distribution de la pression hydrostatique en kPa pour les jambes droites de 4 sujets sous compression élastique correspondant à une pression appliquée égale à 20 mmHg (A sujet 1, B sujet 2, C sujet 3 et D sujet 4).

État musculaire actif

La géométrie utilisée pour l'implémentation du modèle actif de chaque sujet provient de la segmentation des reconstructions ultra-sonores présentées sur la figure 3.9 au chapitre 3.

Du *fascia cruris* à la peau, les propriétés mécaniques implémentées sont les modules d'élasticité mesurés par élastographie SW pour un état musculaire actif correspondant à une contraction volontaire du sujet égale à 30% de la contraction maximale volontaire, comme présenté sur la figure 3.10 au chapitre 3.

L'identification des propriétés mécaniques des tissus mous profonds définis au chapitre 4 n'est pas possible pour une contraction volontaire égale à 30% sans produire un inconfort important du sujet. Aussi, à notre connaissance, la littérature ne rapporte pas de valeur globale de E pour une contraction égale à 30% de la contraction maximale volontaire. Il est donc choisi de faire une étude paramétrique en faisant évoluer le module élastique en dessous du *fascia cruris*. Celui-ci est donc défini comme suit, de i à v (en kPa) : 18 - 72 - 180 - 288 - 360.

La figure 5.12 présente les cartes de pression hydrostatique résultant de ces simulations pour les quatre sujets étudiés.

On observe que l'augmentation du module élastique des tissus mous profonds a un impact sur la distribution de la pression hydrostatique en accentuant la tension et la compression se situant entre la peau et le *fascia cruris*.

Effets de la compression élastique sur la distribution

Pour tous les cas étudiés, les distributions de la pression hydrostatique apparaissent hétérogènes (Figures 5.11 et 5.12). La pression maximale est localisée à l'endroit où le rayon de courbure est le plus faible (près du tibia) et inversement, les pressions minimales sont observées aux endroits les plus plats de la jambe.

Une variabilité importante entre les différents sujets est observée dans la répartition de ces pressions. Les valeurs maximales de pression s'étendent de 4,1 kPa à 5,3 kPa. Et les maxima et minima locaux ne sont pas situés au même endroit suivant les sujets. On observe par exemple pour les sujets 2 et 3 (Figure 5.12 – B et C) que la petite veine saphène située sur le côté postérieur de la jambe subit une pression très faible, comparée aux pressions sur la petite veine saphène du sujet 4 (Figure 5.12 – D) qui sont plus élevées.

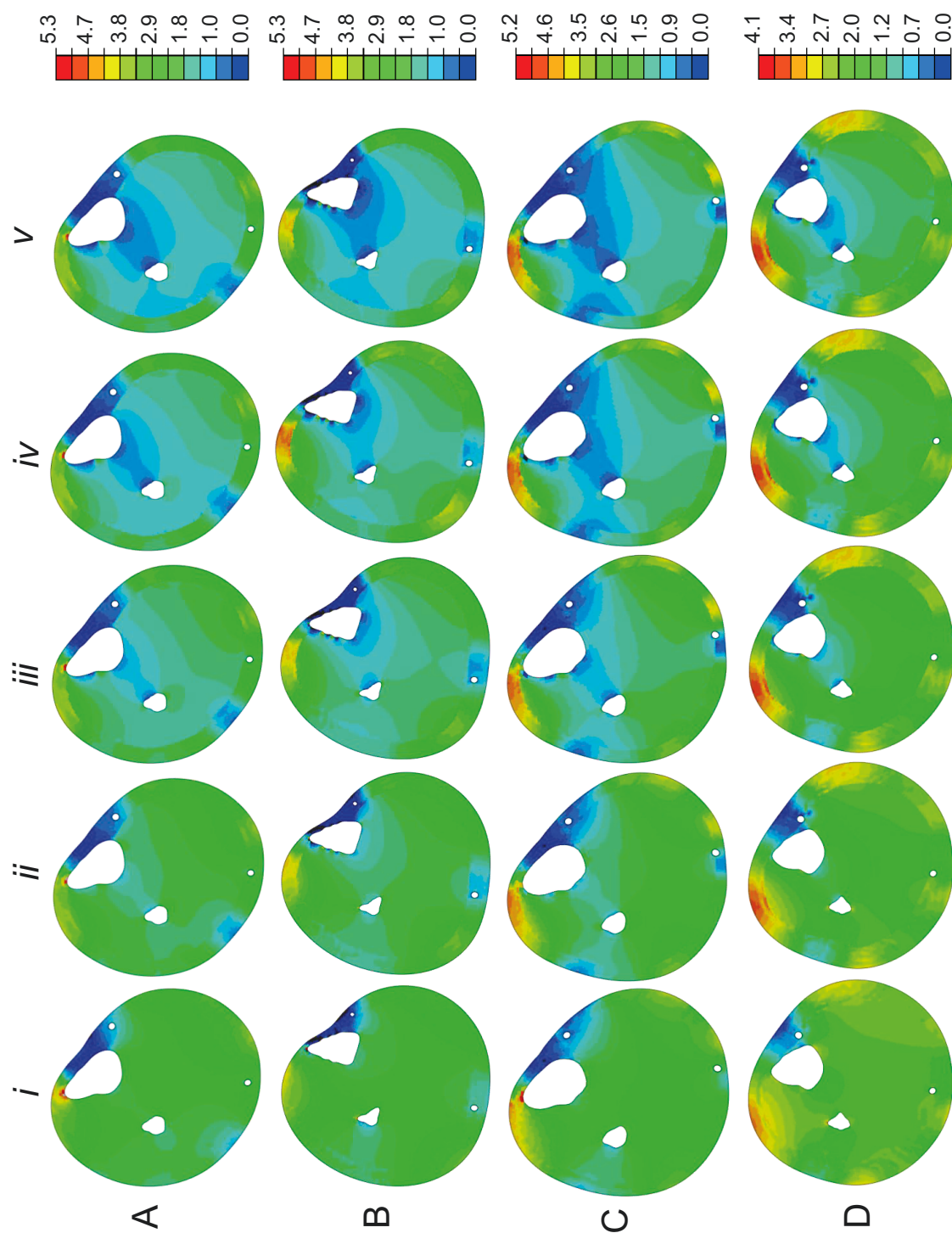


FIGURE 5.12 – Distribution de la pression hydrostatique en kPa pour les jambes droites de 4 sujets sous compression élastique correspondant à une pression appliquée égale à 20 mmHg (A sujet 1, B sujet 2, C sujet 3 et D sujet 4). En dessous du *fascia cruris*, le module élastique, E , implémenté dans le modèle EF est défini comme suit, de i à v (en kPa) : 18 - 72 - 180 - 288 - 360.

5.5.2 Fermeture des veines pour 4 sujets

Le pourcentage de fermeture des deux veines saphènes est calculé. La petite veine saphène est située sur le côté postérieur de la jambe et la grande veine saphène sur le côté antéro-médial de la jambe (Figure 2.1). Pour définir ce taux de fermeture, les coordonnées des nœuds de la lumière veineuse sont relevées à l'état initial et à la fin de la simulation EF, lorsque l'équilibre de la jambe sous BMC est atteint. Ensuite, les aires des veines à l'état initial et final sont calculées pour définir le pourcentage de fermeture.

Pour chaque veine de chaque sujet, les valeurs de fermeture sont reportées dans la table 5.2. Dans cette table sont présentés les résultats des modèles de jambes à l'état inactif (*i.e.* géométrie et propriétés mécaniques des tissus mous superficiels et profonds obtenues à l'état musculaire inactif) et à l'état actif (*i.e.* géométrie et propriétés mécaniques des tissus mous superficiels obtenues à l'état musculaire actif; étude paramétrique pour les propriétés mécaniques des tissus mous profonds).

Pour chaque veine de chaque sujet à l'état musculaire actif, le taux de fermeture est présenté en figure 5.13. Pour l'état musculaire actif, la géométrie et les propriétés mécaniques des tissus mous superficiels sont obtenues pour une contraction isométrique correspondant à 30% de CMV. Pour les propriétés mécaniques des tissus mous profonds, une étude paramétrique augmentant le paramètre matériau C_{10} d'une loi de comportement néo-Hookéenne est effectuée.

Influence de l'état musculaire de la jambe

Dans la table 5.2, on note que globalement le taux de fermeture des veines est plus élevé pour la jambe à l'état musculaire inactif.

En effet, à l'état musculaire inactif, les propriétés mécaniques des tissus mous superficiels et donc au voisinage des veines étudiées sont globalement plus faibles qu'à l'état musculaire actif (Figure 3.10) ce qui rend plus facile la fermeture des veines par le BMC.

Pour l'état musculaire actif, on remarque sur la figure 5.13 que pour tous les sujets, et pour les deux veines étudiées, plus on augmente le module au sein des tissus mous profonds, plus on diminue le taux de fermeture.

Influence de la position de la veine

Sur la figure 5.13, on note un faible pourcentage de fermeture de la petite veine saphène comparé à celui de la grande veine saphène. Ceci est dû à la position de cette veine qui se situe sur le côté postérieur de la jambe, là où la courbure est faible. Dans cette zone essentiellement composée de tissus mous, le BMC applique une faible pression.

Le pourcentage de fermeture élevé de la grande veine saphène est également dû à sa position, mais plus précisément à sa proximité de l'os (tibia). En effet, cette veine court sur la partie antéro-médiale de la jambe, le long du tibia. Pour cela, même si la zone est faiblement courbée, une faible pression du BMC se traduit par une forte fermeture de la veine.

TABLE 5.2 – Fermeture des veines superficielles sous compression élastique pour un état musculaire inactif et pour un état musculaire actif. Pour ce dernier, les cas étudiés correspondent à un C_{10} de la loi de comportement néo-Hookéenne des tissus mous profonds défini comme suit : $\alpha \rightarrow 18$ kPa ; $\beta \rightarrow 72$ kPa ; $\gamma \rightarrow 180$ kPa ; $\delta \rightarrow 288$ kPa ; $\epsilon \rightarrow 360$ kPa

Sujet	État musculaire	Cas étudié	Fermeture des veines saphènes sous compression élastique - %	
			Petite	Grande
1	inactif		7,2	17,6
		α	4,5	14,4
	actif	β	3,6	11,4
		γ	3,1	10,3
		δ	2,9	9,9
		ϵ	2,8	9,8
2	inactif		1,9	18,8
		α	2,8	11,5
	actif	β	2,1	8,3
		γ	1,9	7,5
		δ	1,8	7,2
		ϵ	1,7	6,9
3	inactif		7,3	17,7
		α	3,3	11,3
	actif	β	2,1	8,8
		γ	1,7	8,0
		δ	1,6	7,7
		ϵ	1,4	7,6
4	inactif		1,6	10,8
		α	2,9	9,4
	actif	β	1,7	5,2
		γ	1,3	3,9
		δ	1,1	3,5
		ϵ	1,1	3,3

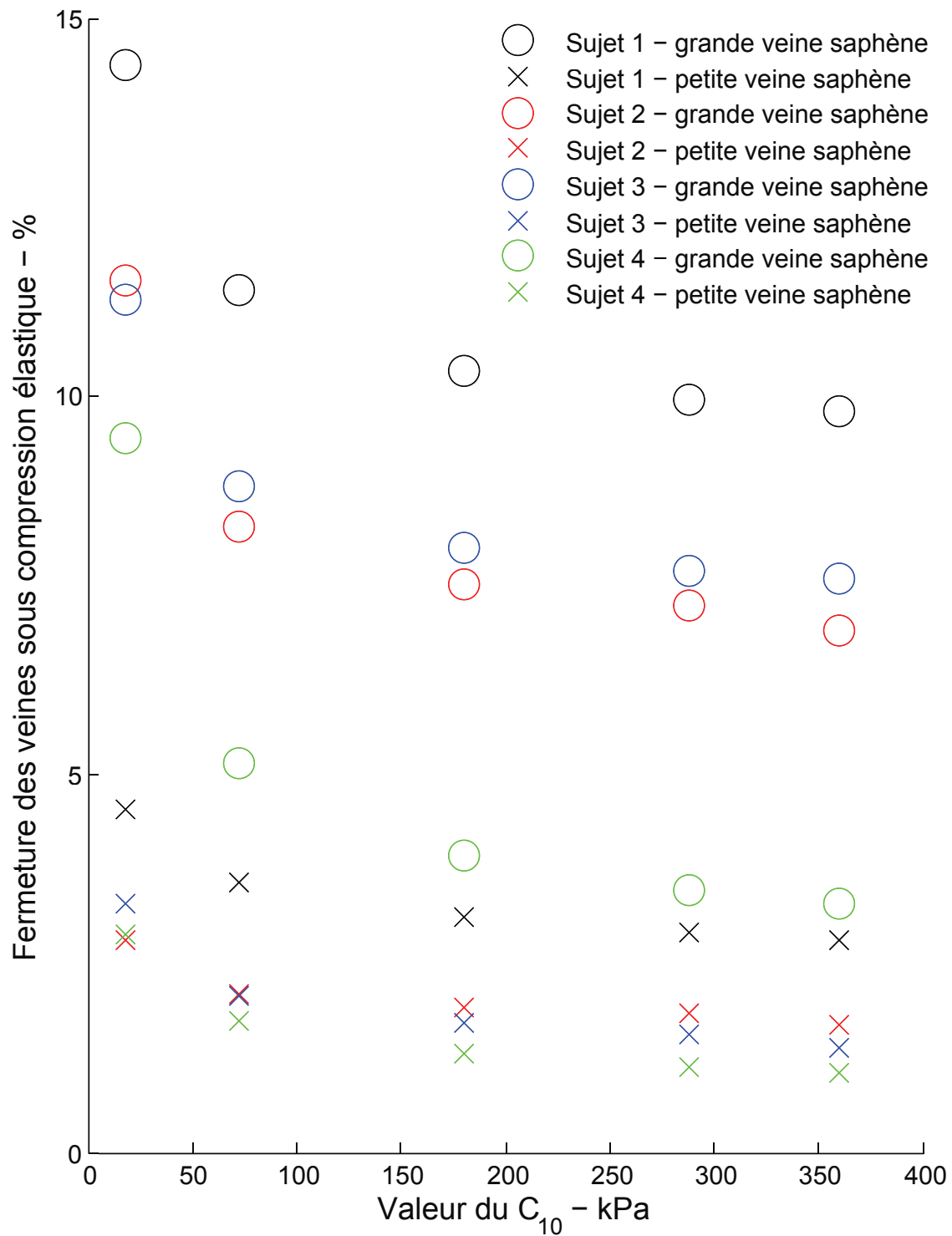


FIGURE 5.13 – Fermeture des veines superficielles sous compression élastique pour un état musculaire actif. Les cas étudiés correspondent à un E croissant de la loi de comportement néo-Hookéenne pour les tissus mous profonds.

5.6 Discussion

5.6.1 Apports de l'étude

[Rohan 13] a réalisé une étude numérique paramétrique montrant que la réponse biomécanique des veines superficielles à une compression élastique dépend de trois facteurs mécaniques : la hauteur de la coupe transversale de la jambe étudiée, la position de la veine sur le contour de la jambe (notamment rayon de courbure local) et les propriétés mécaniques du tissu adipeux. Cette précédente étude a mis en lumière la réponse spécifique de la jambe de chaque sujet à une compression élastique.

C'est pourquoi dans cette étude, des modèles numériques personnalisés en termes de géométrie et de propriétés mécaniques des tissus mous (*i.e.* propriétés mesurées par élastographie SW pour les tissus mous superficiels et identifiées par méthode inverse pour les tissus mous profonds) sont implémentés. Ces modèles prennent en compte l'hétérogénéité des propriétés mécaniques au sein des tissus mous au voisinage des veines superficielles et la modification des propriétés mécaniques par l'état musculaire en étudiant un état musculaire inactif et un état musculaire actif correspondant à 30% de CMV.

Ainsi, l'impact de l'hétérogénéité des tissus mous superficiels sur la distribution de la pression hydrostatique est étudié dans ce chapitre. Une comparaison du modèle personnalisé en termes de propriétés mécaniques avec un modèle comportant la même géométrie mais avec des propriétés mécaniques homogènes souligne que l'implémentation d'hétérogénéité au sein des tissus mous superficiels perturbe la distribution de la pression hydrostatique (Figure 5.14).

Aussi, l'effet du changement de géométrie et de propriétés mécaniques des tissus mous résultant d'une contraction musculaire isométrique sur la répartition de la pression hydrostatique et sur la fermeture des veines est étudié ici. On note par exemple, qu'à l'état musculaire actif, les veines superficielles sont moins fermées par le BMC qu'à l'état musculaire inactif.

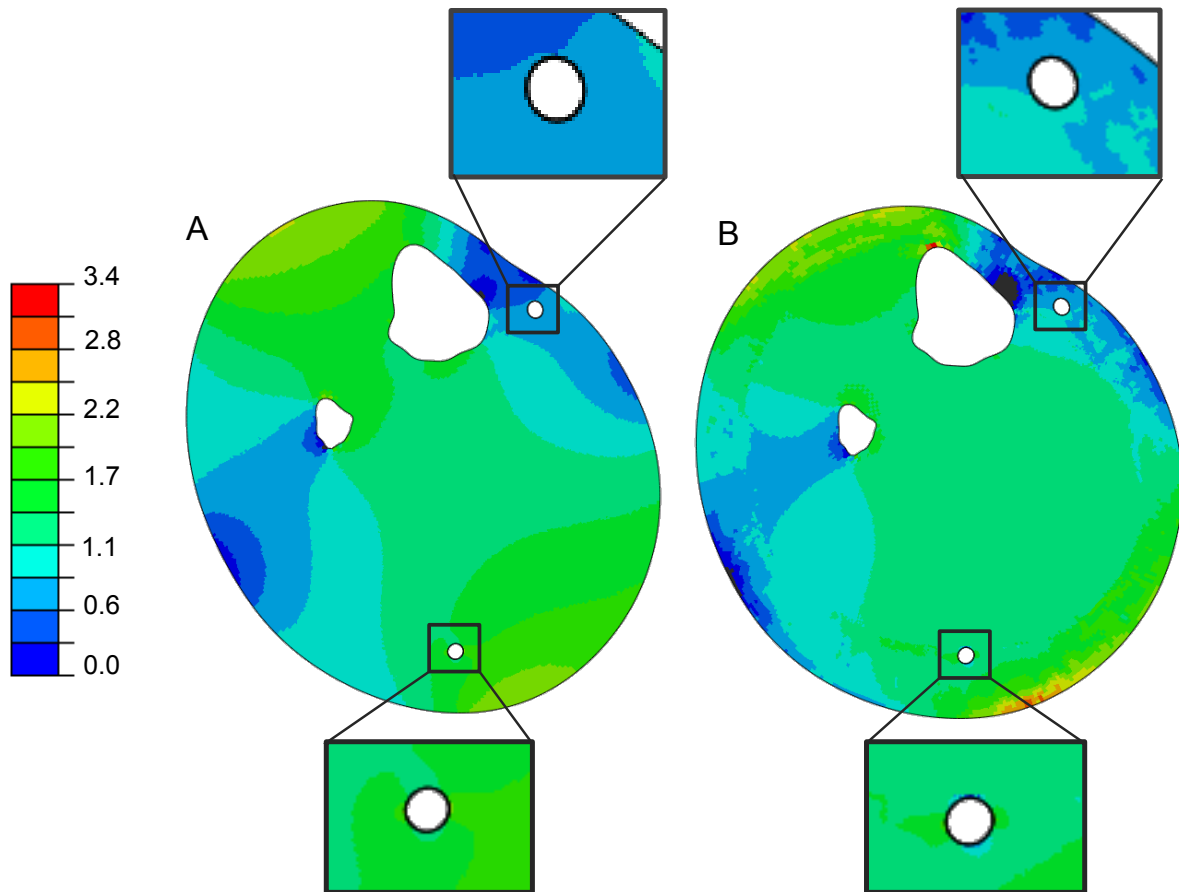


FIGURE 5.14 – Distribution de la pression hydrostatique en kPa au sein de la jambe sous compression élastique – A : modèle numérique avec des propriétés mécaniques homogènes tirés de la littérature [Bouten 09] ; B : modèle numérique avec propriétés mécaniques personnalisées et hétérogènes pour les tissus mous superficiels.

5.6.2 Prédiction des effets de la compression élastique

Cette étude montre que la distribution des pressions péri-veineuses est globalement déterminée par la forme et la taille de la jambe du sujet, en particulier par les rayons de courbures locaux. Localement, la prise en compte des hétérogénéités de propriétés mécaniques des tissus mous au voisinage des veines superficielles indique que l'écoulement local de fluide est perturbé ce qui peut expliquer la grande variabilité inter-individus rencontrée et peut être un élément de réponse sur les différences d'efficacité des traitements compressifs.

Les distributions des pressions hydrostatiques présentées dans ce chapitre confirment l'idée que les bas médicaux de compression ont pour but d'augmenter la pression péri-veineuse, ce qui aide à la réduction de la pression trans-murale des veines superficielles. La pression trans-murale est également connue pour être reliée à la tension au sein de la paroi veineuse en suivant la loi de Laplace [Gusic 05]. La réduction de cette tension implique la diminution des altérations de la paroi veineuse qui sont associées à de nombreuses pathologies.

Plusieurs études [Ramsey 03, Théoret 06, Kraemer 10] ont montré que l'activation musculaire est modifiée par des textiles compressifs similaires aux bas médicaux de compression. En effet, les récepteurs cutanés sont impliqués non seulement dans des effets extéroceptifs mais aussi dans des effets proprioceptifs, au travers des mécano-récepteurs de Pacini et de Rufini [Johansson 83]. Ces récepteurs font partis des mécano-récepteurs des tissus mous superficiels. Ils sont activés essentiellement par une pression statique et un étirement [Martin 91].

Une explication potentielle des effets proprioceptifs des traitements compressifs est que la jambe soumise à une compression élastique a une pression globale supérieure à une jambe sans BMC. Grâce à cette nouvelle pression nominale se rapprochant du seuil d'excitabilité des mécano-récepteurs, ceux-ci pourraient détecter de plus faibles mouvements tangentiels ou de plus faibles pressions, par exemple dus aux mouvements du sujet. De plus, les propriétés mécaniques hétérogènes dans les tissus mous superficiels autour de ces mécano-récepteurs pourrait augmenter ce phénomène en augmentant localement la pression.

5.7 Conclusion

Ce chapitre présente l'association de deux méthodologies novatrices dans l'application de la prédiction numérique des effets biomécaniques de la compression élastique sur la jambe.

Pour cela, un modèle EF 2D de la jambe sous compression élastique par un bas de compression de classe 2 (correspondant à une pression appliquée égale à 20 mmHg) est développé. En mesurant et identifiant les propriétés matériaux des tissus mous *in vivo*, ce modèle devient personnalisé en termes de propriétés mécaniques et de géométrie.

Ceci permet d'apporter des éléments de réponse dans la compréhension de la variabilité d'efficacité inter-sujets rencontrée lors du traitement de l'insuffisance veineuse par compression. On note par exemple que l'hétérogénéité des propriétés mécaniques peut perturber l'écoulement local du fluide.

Chapitre 6

Conclusions et perspectives

Conclusions

La compression élastique par bas de compression constitue le traitement de référence des pathologies liées à une insuffisance veineuse des membres inférieurs. Ces dispositifs médicaux ont pour rôle premier de restaurer ou d'augmenter le retour du flux sanguin vers le cœur.

Bien que globalement leur efficacité ne soit plus à prouver, pour certains patients, l'objectif thérapeutique n'est pas atteint. Les mécanismes influant sur la réponse de la jambe à cette compression sont mal appréhendés. Cependant, la littérature montre l'importance de la transmission de pression au travers des tissus mous.

L'objectif de ce travail était donc de définir des méthodologies rapides et faciles à mettre en œuvre permettant de développer des modèles biomécaniques par EF personnalisés en termes de géométries et de propriétés mécaniques afin de quantifier et cartographier des grandeurs comme la pression hydrostatique.

Pour cela, une méthodologie d'identification des propriétés mécaniques *in vivo* des tissus mous superficiels à partir de mesures d'élastographie ultra-sonore par ondes de cisaillement a été développée. Ce à quoi s'ajoute une méthodologie d'identification des propriétés mécaniques, également *in vivo*, des tissus mous profonds par une méthode inverse couplant un essai expérimental de compression localisée à un modèle EF. L'association de ces deux méthodes a permis de générer des modèles numériques par EF personnalisés de la jambe sous compression élastique pour quatre sujets sains. Ces modèles ont permis de prédire les effets biomécaniques de la compression élastique pour ces sujets.

L'identification des propriétés mécaniques des tissus mous superficiels a révélé une hétérogénéité du module élastique, notamment avec des valeurs plus élevées pour la peau et le *fascia cruris*. Également, il est noté un effet de la contraction musculaire sur les propriétés des tissus mous superficiels qui tend à augmenter les valeurs des modules élastiques.

L'identification des propriétés mécaniques des tissus mous profonds a révélé que l'utilisation

d'un modèle polynomial d'ordre 2 est plus appropriée qu'un modèle "classique" néo-Hookéen pour décrire le comportement de ces tissus.

Enfin, la simulation de la jambe sous compression élastique a montré que des propriétés mécaniques hétérogènes au sein des tissus mous superficiels provoque une modification de la distribution de la pression hydrostatique dans la jambe. Le taux de fermeture des veines saphènes semble quant à lui être conditionné par la position de la veine et le niveau d'activation musculaire.

Limites

Lors de ce travail de thèse, plusieurs hypothèses ont été faites. Nous allons voir ici les limites posées par certaines de ces hypothèses.

Une des hypothèses est de rester sur un cas d'étude bi-dimensionnel sous hypothèse de déformation plane, que ce soit pour l'identification des propriétés mécaniques ou pour l'étude de la compression élastique. Une des limites de cette hypothèse est de ne pas pouvoir clairement identifier le paramètre d'incompressibilité des lois de comportement étudiées. Un moyen de déterminer le taux de compressibilité d'un matériau est de regarder par exemple le changement d'aire de la coupe transversale de la jambe sous compression élastique. Cependant, dans un cas bi-dimensionnel, cette méthode ne permet pas de dissocier les mouvements des tissus mous hors plan, d'un réel changement de volume. Pour répondre à cette interrogation, une étude tri-dimensionnel du problème semble nécessaire.

Une autre hypothèse est de rester dans un cas d'étude quasi-statique, là aussi, que ce soit pour l'identification des propriétés mécaniques ou pour l'étude de la jambe sous compression élastique. Ceci ne nous permet pas de comprendre des phénomènes non-instantanés. Pour cela, il pourrait être intéressant d'identifier des paramètres de lois de comportement visco-élastiques et poro-élastiques.

Un comportement visco-élastique permettrait d'étudier les effets d'adaptation de la jambe lors du port du bas de compression, par exemple la réorganisation géométrique locale.

Également, un comportement poro-élastique permettrait d'étudier les effets de mouvements de fluide, par exemple la résorption liquidienne lors d'œdèmes veineux.

Enfin, un modèle numérique intégrant les interactions fluide-structure permettrait de mieux comprendre l'impact de la compression sur les flux sanguins.

Perspectives

La méthodologie développée pour évaluer l'hétérogénéité de la distribution du module élastique peut être un outil rapide et peu coûteux d'aide à la conception de prothèses de jambe [Silver-Thorn 96, Portnoy 07, Sengeh 13]. Lors de la création de ces prothèses, un grand intérêt est

porté aux propriétés des matériaux à l'interface peau-prothèse, car les pressions exercées à cette interface sont sources de nombreuses douleurs pour les patients. La méthodologie proposée permettrait de créer une carte des distributions du module élastique sur la jambe et par une relation inversement linéaire, d'appliquer des matériaux rigides aux endroits où les tissus mous de la jambe sont souples et inversement [Sengeh 13].

La méthodologie de compression localisée peut-être un outil de diagnostic pour les pathologies veineuses.

Par exemple, en évaluant le comportement des tissus mous à plusieurs reprises sur une période longue sur un sujet pathologique, l'apparition d'une stase veineuse pourrait être suivie. De la même manière, l'effet du port d'un bas ou de bandes de compression sur la restauration des propriétés mécaniques pourrait être évalué. D'autres applications comme l'évaluation du remodelage tissulaire des patients hémiplegiques semble également être une piste d'étude.

La méthodologie de compression localisée pourrait être adaptée afin de déterminer d'autres propriétés mécaniques et d'identifier d'autres comportements du matériau.

Par exemple, une mesure dynamique prendrait en compte le caractère visco-plastique des tissus mous et un changement d'orientation du chargement sur la jambe mettrait en lumière le caractère anisotrope de la peau ou du tissu musculaire. Ainsi, par une méthode inverse, les paramètres de lois de comportement plus riches pourraient être identifiés.

Également, l'utilisation d'une taille d'indenteur différente permettrait une ségrégation de la structure anatomique étudiée et donc une identification de différents types de tissus mous. Par exemple, un indenteur plus petit pourrait être utilisé pour identifier les paramètres d'une loi de comportement polynomiale d'ordre 2 sur la graisse.

Le modèle biomécanique par EF personnalisé de la jambe développé dans cette thèse peut servir à étudier les effets biomécaniques d'autres dispositifs médicaux, comme les bandes de compression ou la compression pneumatique intermittente. Cependant, ce modèle comporte quelques limites qu'il serait intéressant de dépasser pour prédire d'avantage les effets de la compression.

Par exemple, avec un modèle EF multi-physiques, l'étude de l'interaction sang-veine serait possible. De même, un modèle dynamique permettrait d'évaluer l'impact de la contraction musculaire sur la distribution de la pression hydrostatique.

Bibliographie

- [Agache 80] PG Agache, C Monneur, JL Leveque & J De Rigal. *Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo*. Archives of dermatological research, vol. 269, no. 3, pages 221–232, 1980.
- [Alam 05] SK Alam, EJ Feleppa, A Kalisz, S Ramchandran, RD Ennis, Frederick L Lizzi, C-S Wu & Jeffrey A Ketterling. *Prostate elastography : preliminary in vivo results*. In Medical Imaging, pages 339–345. International Society for Optics and Photonics, 2005.
- [Athanasiou 10] Alexandra Athanasiou, Anne Tardivon, Mickael Tanter, Brigitte Sigal-Zafrani, Jeremy Bercoff, Thomas Deffieux, Jean-Luc Gennisson, Mathias Fink & Sylvia Neuenschwander. *Breast lesions : quantitative elastography with supersonic shear imaging ?preliminary results 1*. Radiology, vol. 256, no. 1, pages 297–303, 2010.
- [Avril 10] S. Avril, Laura Bouten, Laura Dubuis, Sylvain Drapier & Jean-François Pouget. *Mixed experimental and numerical approach for characterizing the biomechanical response of the human leg under elastic compression*. J Biomech Eng, vol. 132, no. 3, page 031006, March 2010.
- [Avril 12] Stéphane Avril, Pierre Badel, Laura Dubuis, Pierre-Yves Rohan, Johan Debayle, Serge Couzan & Jean-François Pouget. *Patient-Specific Modeling of Leg Compression in the Treatment of Venous Deficiency*. In Amit Gefen, editeur, Patient-Specific Modeling in Tomorrow's Medicine, numéro 09 in Studies in Mechanobiology, Tissue Engineering and Biomaterials, pages 217–238. Springer Berlin Heidelberg, January 2012.
- [Azar 02] Fred S Azar, Dimitris N Metaxas & Mitchell D Schnall. *Methods for modeling and predicting mechanical deformations of the breast under external perturbations*. Med Image Anal, vol. 6, no. 1, pages 1–27, March 2002.
- [Balakrishnan 08] A Balakrishnan & S Socrate. *Material property differentiation in indentation testing using secondary sensors*. Experimental Mechanics, vol. 48, no. 4, pages 549–558, 2008.

- [Baldewsing 04] Radj A Baldewsing, Chris L de Korte, Johannes A Schaar, Frits Mastik & Antonius FW van Der Steen. *A finite element model for performing intravascular ultrasound elastography of human atherosclerotic coronary arteries*. Ultrasound in medicine & biology, vol. 30, no. 6, pages 803–813, 2004.
- [Bensamoun 06] Sabine F Bensamoun, Stacie I Ringleb, Laurel Littrell, Qingshan Chen, Michael Brennan, Richard L Ehman & Kai-Nan An. *Determination of thigh muscle stiffness using magnetic resonance elastography*. J Magn Reson Imaging, vol. 23, no. 2, pages 242–247, February 2006.
- [Bensamoun 08] Sabine F Bensamoun, Lu Wang, Ludovic Robert, Fabrice Charleux, Jean-Paul Latrive & Marie-Christine Ho Ba Tho. *Measurement of liver stiffness with two imaging techniques : magnetic resonance elastography and ultrasound elastometry*. J Magn Reson Imaging, vol. 28, no. 5, pages 1287–1292, November 2008.
- [Bercoff 03] J Bercoff, S Chaffai, M Tanter, L Sandrin, S Catheline, M Fink, JL Gennisson & M Meunier. *In vivo breast tumor detection using transient elastography*. Ultrasound in medicine & biology, vol. 29, no. 10, pages 1387–1396, 2003.
- [Bercoff 04a] J. Bercoff, M. Tanter & M. Fink. *Supersonic shear imaging : a new technique for soft tissue elasticity mapping*. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 51, no. 4, pages 396–409, April 2004.
- [Bercoff 04b] Jeremy Bercoff. *L'imagerie échographique ultrarapide et son application à l'étude de la viscoélasticité du corps humain*. PhD thesis, ESPCI Paris-TECH, 2004.
- [Bergqvist 07] David Bergqvist. The Vein Book. 2007.
- [Bouten 09] L. Bouten. *Identification des propriétés mécaniques des tissus constitutifs du mollet pour l'étude mécanique de la contention*. PhD thesis, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, March 2009.
- [Boyer 07] Gaetan Boyer, Hassan Zahouani, Alain Le Bot & Leslie Laquieze. *In vivo characterization of viscoelastic properties of human skin using dynamic micro-indentation*. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE, pages 4584–4587. IEEE, 2007.
- [Braus 21] Hermann Braus & Curt Elze. Anatomie des menschen : ein lehrbuch für studierende und ärzte..., volume 1. J. Springer, 1921.
- [Cornu-Thénard 06] A Cornu-Thénard, JP Benigni, JF Uhl, E Le Floch, D Rastel, R Moyou-Mogo, P Parpex & C Gardon-Mollard. *Recommandations de la Société*

- française de phlébologie sur l'utilisation quotidienne de la thérapeutique compressive*. Phlébologie, vol. 59, no. 3, pages 237–244, 2006.
- [Crochemore 04] Sébastien Crochemore, Daniel Nesa & Stéphane Couderc. Analyse sensorielle des matériaux d'habitable automobile : toucher/vision. Ed. Techniques Ingénieur, 2004.
- [Cros 02] F Cros, P Flaud & Ph Dantan. *A digital model for the venous junctions*. Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering, vol. 5, no. 6, pages 421–429, 2002.
- [Dai 99] G Dai, J P Gertler & R D Kamm. *The effects of external compression on venous blood flow and tissue deformation in the lower leg*. J Biomech Eng, vol. 121, no. 6, pages 557–564, December 1999.
- [Dai 07] XQ Dai, R Liu, Yi Li, Ming Zhang & YL Kwok. *Numerical simulation of skin pressure distribution applied by graduated compression stockings*. In Computational Textile, pages 301–309. Springer, 2007.
- [de Korte 03] Chris L de Korte, Johannes A Schaar, Frits Mastik, Patrick W Serruys & Antonius FW van Der Steen. *Intravascular elastography*. Journal of interventional cardiology, vol. 16, no. 3, pages 253–259, 2003.
- [Deffieux 08] Thomas Deffieux. *Palpation par force de radiation ultrasonore et échographie ultrarapide : Applications à la caractérisation tissulaire in vivo*. PhD thesis, Université Paris-Diderot-Paris VII, 2008.
- [Delalleau 08] A Delalleau, G Josse, J-M Lagarde, H Zahouani & J-M Bergheau. *A nonlinear elastic behavior to identify the mechanical parameters of human skin in vivo*. Skin Research and Technology, vol. 14, no. 2, pages 152–164, 2008.
- [DeWall 14] Ryan J DeWall, Laura C Slane, Kenneth S Lee & Darryl G Thelen. *Spatial variations in Achilles tendon shear wave speed*. Journal of biomechanics, vol. 47, no. 11, pages 2685–2692, 2014.
- [Dhyani 15] Manish Dhyani, Arash Anvari & Anthony E Samir. *Ultrasound elastography : liver*. Abdominal imaging, vol. 40, no. 4, pages 698–708, 2015.
- [Donatelli 06] Robert Donatelli. Sports-specific rehabilitation. Elsevier Health Sciences, 2006.
- [Douglas 02] Tania Douglas, Stephan Solomonidis, William Sandham & William Spence. *Ultrasound imaging in lower limb prosthetics*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 10, no. 1, pages 11–21, 2002.
- [Downie 08] Steven P Downie, Sheila M Raynor, David N Firmin, Nigel B Wood, Simon A Thom, Alun D Hughes, Kim H Parker, John HN Wolfe & X Yun Xu. *Effects of elastic compression stockings on wall shear stress in deep*

- and superficial veins of the calf*. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology, vol. 294, no. 5, pages H2112–H2120, 2008.
- [Dubuis 12] L Dubuis, S Avril, J Debayle & P Badel. *Identification of the material parameters of soft tissues in the compressed leg*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, vol. 15, no. 1, pages 3–11, 2012.
- [Eby 13] Sarah F Eby, Pengfei Song, Shigao Chen, Qingshan Chen, James F Greenleaf & Kai-Nan An. *Validation of shear wave elastography in skeletal muscle*. Journal of biomechanics, vol. 46, no. 14, pages 2381–2387, 2013.
- [Edin 95] Benoni B Edin & Niclas Johansson. *Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system*. The Journal of physiology, vol. 487, no. Pt 1, pages 243–251, 1995.
- [Einstein 05] Daniel R Einstein, Alan D Freed, Nielen Stander, Bahar Fata & Ivan Vesely. *Inverse parameter fitting of biological tissues : a response surface approach*. Annals of biomedical engineering, vol. 33, no. 12, pages 1819–1830, 2005.
- [Evans 07] SL Evans, CA Holt, H Ozturk, K Saidi & NG Shrive. *Measuring soft tissue properties using digital image correlation and finite element modeling*. In Experimental Analysis of Nano and Engineering Materials and Structures, pages 313–314. Springer, 2007.
- [Floury 96] N. C. Floury. *Données sociales 1996 : la société française*. Collection de l'INSEE. Paris, INSEE edition, 1996.
- [Fung 93] YC Fung. *Biomechanics : mechanical properties of living tissues*. New York, NY, 1993.
- [Gardon-Mollard 99] Christian Gardon-Mollard, Albert-Adrien Ramelet & Florence Le Sueur-Almosni. *La contention médicale*. Masson, 1999.
- [Garra 07] Brian Stephen Garra. *Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound*. Ultrasound quarterly, vol. 23, no. 4, pages 255–268, 2007.
- [Gefen 03] Amit Gefen. *The in vivo elastic properties of the plantar fascia during the contact phase of walking*. Foot & ankle international, vol. 24, no. 3, pages 238–244, 2003.
- [Gefen 04] Amit Gefen & Susan S Margulies. *Are in vivo and in situ brain tissues mechanically similar ?* Journal of biomechanics, vol. 37, no. 9, pages 1339–1352, 2004.
- [Gerhardt 09] L. c Gerhardt, A. Lenz, N. D Spencer, T. Münzer & S. Derler. *Skin-textile friction and skin elasticity in young and aged persons*. Skin Research and Technology, vol. 15, no. 3, pages 288–298, August 2009.
- [Gloviczki 08] Peter Gloviczki. *Handbook of venous disorders : Guidelines of the american venous forum third edition*. CRC Press, 2008.

- [Gusic 05] Rebecca J Gusic, Matus Petko, Richard Myung, J William Gaynor & Keith J Gooch. *Mechanical properties of native and ex vivo remodeled porcine saphenous veins*. Journal of biomechanics, vol. 38, no. 9, pages 1770–1779, 2005.
- [Hall 06] John E Hall & Arthur C Guyton. *Textbook of medical physiology*. St. Louis, Mo : Elsevier Saunders. Rapport technique, ISBN 0-7216-0240-1, 2006.
- [Han 07] Hai-Chao Han. *A biomechanical model of artery buckling*. Journal of biomechanics, vol. 40, no. 16, pages 3672–3678, 2007.
- [Han 09] Hai-Chao Han. *Blood vessel buckling within soft surrounding tissue generates tortuosity*. Journal of biomechanics, vol. 42, no. 16, pages 2797–2801, 2009.
- [Hendriks 06] F.M. Hendriks, D. Brokken, C.W.J. Oomens, D.L. Bader & F.P.T. Baaijens. *The relative contributions of different skin layers to the mechanical behavior of human skin in vivo using suction experiments*. Medical Engineering & Physics, vol. 28, no. 3, pages 259–266, 2006.
- [Hibbit 09] Kas Hibbit. *ABAQUS Theory and User Manuals Version 6.9*. USA : ABAQUS Inc, 2009.
- [Hiltawsky 01] Karsten Mark Hiltawsky, Martin Krüger, Claudia Starke, Lothar Heuser, Helmut Ermert & Arne Jensen. *Freehand ultrasound elastography of breast lesions : clinical results*. Ultrasound in medicine & biology, vol. 27, no. 11, pages 1461–1469, 2001.
- [Hulliger 79] M Hulliger, E Nordh, AE Thelin & AB Vallbo. *The responses of afferent fibres from the glabrous skin of the hand during voluntary finger movements in man*. The Journal of physiology, vol. 291, no. 1, pages 233–249, 1979.
- [Huwart 06] Laurent Huwart, Frank Peeters, Ralph Sinkus, Laurence Annet, Najat Salameh, Leon C ter Beek, Yves Horsmans & Bernard E Van Beers. *Liver fibrosis : non-invasive assessment with MR elastography*. NMR in Biomedicine, vol. 19, no. 2, pages 173–179, 2006.
- [Iivarinen 11] Jarkko T Iivarinen, Rami K Korhonen, Petro Julkunen & Jukka S Jurvelin. *Experimental and computational analysis of soft tissue stiffness in forearm using a manual indentation device*. Medical engineering & physics, vol. 33, no. 10, pages 1245–1253, 2011.
- [Jachowicz 07] J Jachowicz, R McMullen & D Prettypaul. *Indentometric analysis of in vivo skin and comparison with artificial skin models*. Skin Research and Technology, vol. 13, no. 3, pages 299–309, 2007.
- [Jerosch 96] J Jerosch & M Prymka. *Proprioception and joint stability*. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy, vol. 4, no. 3, pages 171–179, 1996.

- [Johansson 83] Roland S Johansson & Åke B Vallbo. *Tactile sensory coding in the glabrous skin of the human hand*. Trends in Neurosciences, vol. 6, pages 27–32, 1983.
- [Johnson 87] Kenneth Langstreth Johnson & Kenneth Langstreth Johnson. Contact mechanics. Cambridge university press, 1987.
- [Kallel 99] Faouzi Kallel, Roger E Price, Elisa Konofagou & Jonathan Ophir. *Elastographic imaging of the normal canine prostate in vitro*. Ultrasonic imaging, vol. 21, no. 3, pages 201–215, 1999.
- [Kamina 90] P Kamina. *Anatomie clinique : Tome 1, Anatomie générale-Membres*. Maloine ed, Paris, 1990.
- [Katz 69] Adolph I Katz, Yu Chen & Augusto H Moreno. *Flow through a collapsible tube : experimental analysis and mathematical model*. Biophysical Journal, vol. 9, no. 10, page 1261, 1969.
- [Kim 03] Se Hyung Kim, Byung Ihn Choi, Kyoung Won Kim, Kyoung Ho Lee & Joon Koo Han. *Extended Field-of-View Sonography Advantages in Abdominal Applications*. JUM, vol. 22, no. 4, pages 385–394, April 2003.
- [Kraemer 96] William J Kraemer, Jill A Bush, Jeffrey A Bauer, N Travis Triplett-McBride, Nigel J Paxton, Angeliqué Clemson, L Perry Koziris, Lisa C Mangino, Andrew C Fry & Robert U Newton. *Influence of compression garments on vertical jump performance in NCAA Division I volleyball players*. The Journal of Strength & Conditioning Research, vol. 10, no. 3, pages 180–183, 1996.
- [Kraemer 10] William J Kraemer, Shawn D Flanagan, Brett A Comstock, Maren S Fragala, Jacob E Earp, Courtenay Dunn-Lewis, Jen-Yu Ho, Gwendolyn A Thomas, Glenn Solomon-Hill, Zachary R Penwellet *al*. *Effects of a whole body compression garment on markers of recovery after a heavy resistance workout in men and women*. The Journal of Strength & Conditioning Research, vol. 24, no. 3, pages 804–814, 2010.
- [Krouskop 98] Thomas A Krouskop, Thomas M Wheeler, Faouzi Kallel, Brian S Garra & Timothy Hall. *Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression*. Ultrasonic imaging, vol. 20, no. 4, pages 260–274, 1998.
- [Langevin 06] Helene M Langevin, Kirsten N Storch, Marilyn J Cipolla, Sheryl L White, Thomas R Buttolph & Douglas J Taatjes. *Fibroblast spreading induced by connective tissue stretch involves intracellular redistribution of α - and β -actin*. Histochemistry and cell biology, vol. 125, no. 5, pages 487–495, 2006.
- [Lin 99] E. C. Lin, W. D. Middleton & S. A. Teefey. *Extended field of view sonography in musculoskeletal imaging*. JUM, vol. 18, no. 2, pages 147–152, February 1999.

- [Linder-Ganz 07] Eran Linder-Ganz, Noga Shabshin, Yacov Itzhak & Amit Gefen. *Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting : a combined experimental-MRI and finite element approach*. J Biomech, vol. 40, no. 7, pages 1443–1454, 2007.
- [Liu 06] Rong Liu, Yi-Lin Kwok, Yi Li, Terence-T Lao, Xin Zhang & Xiao Qun Dai. *A three-dimensional biomechanical model for numerical simulation of dynamic pressure functional performances of graduated compression stocking (GCS)*. Fibers and Polymers, vol. 7, no. 4, pages 389–397, 2006.
- [Maïsetti 12] Olivier Maïsetti, François Hug, Killian Bouillard & Antoine Nordez. *Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging*. Journal of biomechanics, vol. 45, no. 6, pages 978–984, 2012.
- [Martin 91] John H Martin & Thomas M Jessell. *Modality coding in the somatic sensory system*. Principles of neural science, vol. 3, pages 341–352, 1991.
- [MathWorks 14] Inc MathWorks. Matlab : the language of technical computing. desktop tools and development environment, version r2014a. MathWorks, 2014.
- [Mergner 93] T Mergner, F Hlavacka & G Schweigart. *Interaction of vestibular and proprioceptive inputs*. Journal of vestibular research : equilibrium & orientation, 1993.
- [Miller 00] Karol Miller, Kiyoyuki Chinzei, Girma Orssengo & Piotr Bednarz. *Mechanical properties of brain tissue in-vivo : experiment and computer simulation*. Journal of biomechanics, vol. 33, no. 11, pages 1369–1376, 2000.
- [Miyamoto 11] Naokazu Miyamoto, Kosuke Hirata, Naotoshi Mitsukawa, Toshimasa Yanaï & Yasuo Kawakami. *Effect of pressure intensity of graduated elastic compression stocking on muscle fatigue following calf-raise exercise*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 21, no. 2, pages 249 – 254, 2011.
- [Muthupillai 95] R Muthupillai, DJ Lomas, PJ Rossman, JF Greenleaf, A Manduca & RL Ehman. *Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves*. Science, vol. 269, no. 5232, pages 1854–1857, 1995.
- [Narracott 09] A J Narracott, G W John, R J Morris, J P Woodcock, D R Hose & P V Lawford. *A validated model of calf compression and deep vessel collapse during external cuff inflation*. IEEE Trans Biomed Eng, vol. 56, no. 2, pages 273–280, February 2009.
- [Nelder 65] John A Nelder & Roger Mead. *A simplex method for function minimization*. Computer journal, vol. 7, no. 4, pages 308–313, 1965.

- [Nordez 10] Antoine Nordez & François Hug. *Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level*. Journal of Applied Physiology, vol. 108, no. 5, pages 1389–1394, 2010.
- [Ophir 91] J Ophir, I Cespedes, Hm Ponnekanti, Y Yazdi & X Li. *Elastography : a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues*. Ultrasonic imaging, vol. 13, no. 2, pages 111–134, 1991.
- [Padberg 08] Frank Padberg. *The physiology and hemodynamics of the normal*. In Handbook of Venous Disorders : Guidelines of the American Venous Forum Third Edition, page 25. CRC Press, 2008.
- [Papadopoulos 81] N J Papadopoulos, M F Sherif & E N Albert. *A fascial canal for the great saphenous vein : gross and microanatomical observations*. Journal of anatomy, vol. 132, no. Pt 3, pages 321–9, May 1981.
- [Partsch 07] Hugo Partsch. *Chapter 10 - Mechanism and effects of compression therapy*. In The Vein Book, pages 103–109. Academic Press, Burlington, 2007.
- [Portnoy 07] S Portnoy, G Yarnitzky, Z Yizhar, A Kristal, U Oppenheim, I Siev-Ner & A Gefen. *Real-time patient-specific finite element analysis of internal stresses in the soft tissues of a residual limb : a new tool for prosthetic fitting*. Annals of biomedical engineering, vol. 35, no. 1, pages 120–135, 2007.
- [Purves 08] Dale Purves, GJ Augustine, D Fitzpatrick, WC Hall, AS LaMantia, JO McNamara & LE White. Neuroscience. De Boeck, Sinauer, Sunderland, Mass, 2008.
- [Quesada 91] Peter Quesada & Harry B Skinner. *Analysis of a below-knee patellar tendon-bearing prosthesis : a finite element study*. J Rehabil Res Dev, vol. 28, no. 3, pages 1–12, 1991.
- [Ramsey 03] Dan K Ramsey, Per F Wretenberg, Mario Lamontagne & Gunnar Németh. *Electromyographic and biomechanic analysis of anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing*. Clinical Biomechanics, vol. 18, no. 1, pages 28–34, 2003.
- [ras 10] Guide pratique de la compression par bas et bandes des affections veineuses des membres inférieurs. Art Publicitaire, 2010.
- [Reynolds 92] DP Reynolds & M Lord. *Interface load analysis for computer-aided design of below-knee prosthetic sockets*. Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 30, no. 4, pages 419–426, 1992.
- [Rohan 13] C P-Y Rohan, P Badel, B Lun, D Rastel & S Avril. *Biomechanical response of varicose veins to elastic compression : a numerical study*. J Biomech, vol. 46, no. 3, pages 599–603, February 2013.

- [Rohan 14] Pierre-Yves Rohan, Pierre Badel, Bertrand Lun, Didier Rastel & Stéphane Avril. *Prediction of the Biomechanical Effects of Compression Therapy on Deep Veins Using Finite Element Modelling*. Annals of biomedical engineering, pages 1–11, 2014.
- [Sanders 93] Joan E Sanders, Colin H Daly et al. *Normal and shear stresses on a residual limb in a prosthetic socket during ambulation : comparison of finite element results with experimental measurements*. Journal of rehabilitation research and development, vol. 30, pages 191–191, 1993.
- [Sengeh 13] David Moinina Sengeh & Hugh Herr. *A variable-impedance prosthetic socket for a transtibial amputee designed from magnetic resonance imaging data*. JPO : Journal of Prosthetics and Orthotics, vol. 25, no. 3, pages 129–137, 2013.
- [Sherrington 07] CS Sherrington. *On the proprioceptive system, especially in its reflex aspect*. Brain, no. 29, pages 467–482, 1907.
- [Sherrington 47] Charles Sherrington. *The integrative action of the nervous system*. CUP Archive, 1947.
- [Silver-Thorn 96] M Barbara Silver-Thorn & Dudley S Childress. *Parametric analysis using the finite element method to investigate prosthetic interface stresses for persons with trans-tibial amputation*. Journal of rehabilitation research and development, vol. 33, pages 227–238, 1996.
- [Sinkus 00] R Sinkus, J Lorenzen, D Schrader, M Lorenzen, M Dargatz & D Holz. *High-resolution tensor MR elastography for breast tumour detection*. Physics in medicine and biology, vol. 45, no. 6, page 1649, 2000.
- [Smith 95] Kirk E Smith, Michael W Vannier & Paul K Commean. *Spiral CT volumetry of below-knee residua*. Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 3, no. 3, pages 235–241, 1995.
- [Stecco 09] Carla Stecco, Piero G Pavan, Andrea Porzionato, Veronica Macchi, Luca Lancerotto, Emanuele L Carniel, Arturo N Natali & Raffaele De Caro. *Mechanics of crural fascia : from anatomy to constitutive modelling*. Surgical and radiologic anatomy, vol. 31, no. 7, pages 523–529, 2009.
- [Steege 88] JW Steege & DS Childress. *Finite element modeling of the below-knee socket and limb : phase II*. In Proc. Bioeng. Conf. ASME-BED, pages 121–129, 1988.
- [Tanter 07] Mickael Tanter, Jérémy Bercoff, Ralph Sinkus, Thomas Deffieux, Jean-Luc Gennisson & Mathias Fink. *L'élastographie par ultrasons ou résonance magnétique : de nouveaux outils de diagnostic en cancérologie*. Médecine Nucléaire, vol. 31, no. 4, pages 132–141, 2007.

- [Théoret 06] Daniel Théoret & Mario Lamontagne. *Study on three-dimensional kinematics and electromyography of ACL deficient knee participants wearing a functional knee brace during running*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, vol. 14, no. 6, pages 555–563, 2006.
- [Tinsson 10] Walter Tinsson. Plans d'expérience : constructions et analyses statistiques, volume 67. Springer Science & Business Media, 2010.
- [Torr 84] GR Torr. *The acoustic radiation force*. American Journal of Physics, vol. 52, no. 5, pages 402–408, 1984.
- [Tran 07] H V Tran, F Charleux, M Rachik, A Ehrlacher & M C Ho Ba Tho. *In vivo characterization of the mechanical properties of human skin derived from MRI and indentation techniques*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, vol. 10, no. 6, pages 401–407, December 2007.
- [Umeyama 91] Shinji Umeyama. *Least-squares estimation of transformation parameters between two point patterns*. IEEE Transactions on Pattern Analysis & Machine Intelligence, no. 4, pages 376–380, 1991.
- [van der Wal 09] Jaap van der Wal. *The architecture of the connective tissue in the musculoskeletal system-an often overlooked functional parameter as to proprioception in the locomotor apparatus*. International journal of therapeutic massage & bodywork, vol. 2, no. 4, pages 9–23, January 2009.
- [Van Donkelaar 01] CC Van Donkelaar, JM Huyghe, WJ Vankan & MR Drost. *Spatial interaction between tissue pressure and skeletal muscle perfusion during contraction*. Journal of Biomechanics, vol. 34, no. 5, pages 631–637, 2001.
- [Van Loocke 06] M Van Loocke, C G Lyons & C K Simms. *A validated model of passive muscle in compression*. J Biomech, vol. 39, no. 16, pages 2999–3009, 2006.
- [Vannah 96] William M Vannah & Dudley S Childress. *Indentor tests and finite element modeling of bulk muscular tissue in vivo*. Journal of rehabilitation research and development, vol. 33, pages 239–252, 1996.
- [Wallace 06] Lee Wallace, Katie Slattery & Aaron Coutts. *Compression garments : do they influence athletic performance and recovery*. Sports Coach, vol. 28, no. 4, pages 38–39, 2006.
- [Wang 12] Ying Wang, Iain Pierce, Peter Gatehouse, Nigel Wood, David Firmin & Xiao Yun Xu. *Analysis of flow and wall shear stress in the peroneal veins under external compression based on real-time MR images*. Medical engineering & physics, vol. 34, no. 1, pages 17–27, 2012.
- [Wang 13] Ping Wang, Jason McLaren, Kah Fai Leong & Pascal Joubert des Ouches. *A Pilot Study : Evaluations of Compression Garment Performance via Muscle Activation Tests*. Procedia Engineering, vol. 60, pages 361–366, 2013.

- [Weiss 94] Jeffrey A Weiss. *A constitutive model and finite element representation for transversely isotropic soft tissues*. PhD thesis, Department of Bioengineering, University of Utah, 1994.
- [Wellman 99] Parris Saxon Wellman. *Tactile imaging*. PhD thesis, 1999.
- [Weng 97] L Weng, A P Tirumalai, C M Lowery, L F Nock, D E Gustafson, P L Von Behren & J H Kim. *US extended-field-of-view imaging technology*. Radiology, vol. 203, no. 3, pages 877–880, June 1997.
- [Yanagisawa 11] O Yanagisawa, M Niitsu, T Kurihara & T Fukubayashi. *Evaluation of human muscle hardness after dynamic exercise with ultrasound real-time tissue elastography : a feasibility study*. Clinical radiology, vol. 66, no. 9, pages 815–819, 2011.
- [You 07] Fang You, Jian-Min Wang & Guo-Jun Liao. *The simulation of elastic human body deformation and garment pressure with moving mesh method*. In Computational Textile, pages 289–300. Springer, 2007.
- [Zhang 95] M Zhang, M Lord, AR Turner-Smith & VC Roberts. *Development of a non-linear finite element modelling of the below-knee prosthetic socket interface*. Medical engineering & physics, vol. 17, no. 8, pages 559–566, 1995.
- [Zhang 13] Ting Zhang, Karen Chang Yan, Liliang Ouyang & Wei Sun. *Mechanical characterization of bioprinted in vitro soft tissue models*. Biofabrication, vol. 5, no. 4, page 045010, 2013.
- [Zitova 03] Barbara Zitova & Jan Flusser. *Image registration methods : a survey*. Image and vision computing, vol. 21, no. 11, pages 977–1000, 2003.

Annexe **A**

Article publié

A.1 Article publié

Ce chapitre est paru dans le journal *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* (accepté, disponible en ligne), sous le titre *Prediction of the Biomechanical Effects of Compression Therapy by Finite Element Modeling and Ultrasound Elastography*.

This is the author's version of an article that has been published in this journal. Changes were made to this version by the publisher prior to publication.
The final version of record is available at <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2014.2378553>

TBME-01085-2014

1

Prediction of the Biomechanical Effects of Compression Therapy by Finite Element Modeling and Ultrasound Elastography

Fanny Frauziols, Jérôme Molimard, Laurent Navarro, Pierre Badel, Magalie Viallon, Rodolphe Testa, and Stéphane Avril.

Abstract—Goal: In the present study, the biomechanical response of soft tissues from the *fascia cruris* to the skin is studied in the human leg under elastic compression. **Methods:** The distribution of elastic moduli in these tissues is measured for a volunteer at inactive and active muscle states using transient ultrasound elastography (TUSE). After registering the elasticity maps against magnetic resonance imaging (MRI) scans of the same volunteer, patient-specific finite element (FE) models are developed for the leg cross-section at inactive and active muscle states. Elastic properties obtained with TUSE are assigned at each Gauss point of the models. The response to 20 mmHg elastic compression is eventually predicted with the models. **Results:** Results show significantly higher elastic moduli in the *fascia cruris* tissue and also a significant increase of elastic moduli at active muscle state. **Conclusion:** This seems to have a marginal impact on pressure maps in the soft tissues of the leg predicted by the FE models. There is still an effect on the reduction of vein diameter induced by elastic compression, which is decreased at active muscle state. **Significance:** The discussion of the paper highlights the benefits of using elastography to reconstruct patient-specific FE models of soft tissues.

Index Terms—Medical Compression Stocking, Multi-modality, Soft tissues, Supersonic Shear Imaging.

I. INTRODUCTION

A. Medical condition: causes and treatment

DIFFERENT draining mechanisms prevent blood from stagnating in the legs of healthy subjects, such as the effect of muscular contraction, the activity of the sympathetic nervous system or the venous valve system [1]. In case of default in one of these mechanisms, chronic venous insufficiency (CVI) may appear. Symptoms of CVI range from the feelings of "heavy leg" to ulcers. CVI affects about thirty percent of the French population [2]. Elastic compression of the limb using medical compression stockings (MCS) is a widely used treatment since it is efficient for almost all forms of CVI and can be employed at all stages of the disease [3].

Manuscript submitted September 4, 2014. The authors are grateful to the C.N.R.S. (French Scientific National Research Center) for funding the Ph.D. grant of F.F. and IFRESIS for its financial support.

Fanny Frauziols, Jérôme Molimard, Laurent Navarro, Pierre Badel and Stéphane Avril are with the Ecole Nationale Supérieure des Mines, CIS-EMSE, CNRS:UMR5307, LGF, Saint-Etienne, France (e-mail: frauziols@emse.fr).

Magalie Viallon is with the Université de Lyon, CREATIS, UMR CNRS 5220 and INSERM U1044, Lyon, France and with the Université Jean Monnet, Service de Radiologie Hôpital Nord, Saint-Etienne, France.

Rodolphe Testa is with the Université de Lyon, Laboratoire de Physiologie de l'Exercice, EA4338, Saint-Etienne, France.

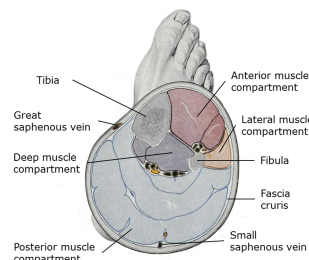


Fig. 1. Anatomy of the human leg - Cross-section of the human right leg. The *fascia cruris* makes a separation between the superficial tissues, composed by the adipose tissue, the skin and the superficial veins, and the deep tissues, composed by the muscular compartments and the deep veins. Adapted from [4].

B. Motivations for looking at superficial tissues

The benefits of MCS are not to be proven, but still, for some patients, the therapeutic goal is not reached. It has been shown that the ability of the treatment to achieve the desired medical goal is closely related to the question of transmission of pressure through the soft tissues [5], as a result of which biomechanical models have been developed [6], [7]. These models investigated the transmission of pressure applied with compression garments [7]–[10]. Early studies focused on finding material properties to input in the numerical models [5], [11], [12]. The pressure was found to be heterogeneous inside the leg and with a great inter-subject variability. This gives a first statement on the subject-specific efficacy shown in the literature. Then, studies started to consider the deformation of veins in these models [8], [9], [13]. Recent studies [14] have shown that the biomechanical action and the benefits of elastic compression are different for deep veins and for superficial veins (Fig. 1). Indeed, at active muscle state, the intramuscular pressure in the tissues surrounding deep veins varies by range ten times larger than the pressure applied by MCS. The direct impact of elastic compression on the caliber of deep veins is then relatively limited, especially in the standing position [14]–[16]. The situation is different for superficial veins. When the transmural pressure increases in these veins, their dilatation is only limited by their elastic

Copyright (c) 2014 IEEE. Personal use is permitted. For any other purposes, permission must be obtained from the IEEE by emailing pubs-permissions@ieee.org.

This is the author's version of an article that has been published in this journal. Changes were made to this version by the publisher prior to publication.
The final version of record is available at <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2014.2378553>

TBME-01085-2014

2

properties and the elastic properties of the surrounding tissues.

C. Problem definition

The focus should be on the superficial veins network of the leg when looking at CVI treated by MCS. Also, to account for the inter-subject variability, the mechanical properties of each subject should be used. To that extent, this paper answers the two following questions:

- How do the elastic properties of soft tissues vary from the skin surface to muscle compartments, including the *fascia cruris* (Fig. 1)?
- Does muscular activation have an impact on the elastic properties of superficial soft tissues?

D. Proposed solution by the use of a new technology

Elastography is a non-invasive way of measuring *in vivo* mechanical properties by inducing a static compression or transient vibrations in soft tissues [17]. A new ultrasound based technology called Supersonic Shear Imaging (SSI) was introduced in 2004 [18], for real-time soft tissue elasticity mapping.

This transient elastography technique is used here for the first time to identify the material property distribution of the soft tissues from the *fascia cruris* to the skin in the human leg. After registering the obtained elasticity maps against magnetic resonance imaging (MRI) scans, patient-specific finite element (FE) models are developed for entire leg cross-sections at inactive and active muscle states. The response to 20 mmHg elastic compression is eventually predicted with these models.

E. General outlines of the paper

The material and methods section of this paper give a thorough explanation of the methodology for registering both imaging modalities, and for the implementation of the FE simulations. Then, in the result section, the distributions of the elastic moduli inside the leg at active and inactive muscle states are shown and the responses of the leg under 20 mmHg of elastic compression for different states of the leg are presented. Finally, these results and the limitations of this study are explained in the discussion section.

II. MATERIALS AND METHODS

A. Data acquisition and processing

A 22 year old healthy female volunteer underwent a MRI scan (Fig. 2) and SSI ultrasound elastography, following informed consent.

Before acquiring ultrasound data, the subject was asked to perform an isometric maximum voluntary contraction (MVC), and the response of a torque sensor, attached to the foot, was reported. 10% of this MVC was taken as baseline for contraction, to ensure good repeatability. An in-house program coded in LabVIEW® (National Instruments, Austin, TX, USA) was used to display the forces and give the volunteer visual feedback to ensure that the desired force was maintained when acquiring ultrasound data.

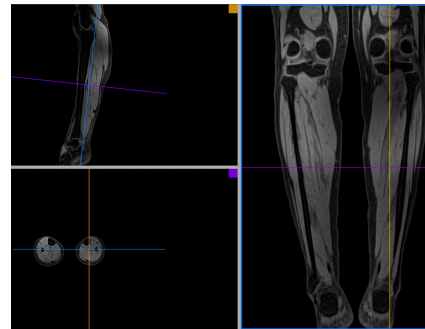


Fig. 2. MRI - Fat-saturated multi-planar of the whole legs of the subject obtained from a high resolution 3D fast dual-echo sequence (Dixon [19], [20]). Imaging parameters were as follows: repetition time (TR) 6.94 ms 2.45 ms 3.675 ms 5.69 ms, echo time (TE) 2.45 ms / 3.675 ms, flip angle 9 degrees, field of view (FOV) 330 mm x 330 mm, acquisition matrix 320 x 320, number of partitions 176, bandwidths 500/820 Hz/pixel, parallel acquisition acceleration factor 2 (grappa technique). The scan time per step was 3 min 24 sec. Subjects were imaged in supine feet first position with the arms along the body. Care was taken to avoid any compression of the leg muscle on the MR table when positioning the subject.

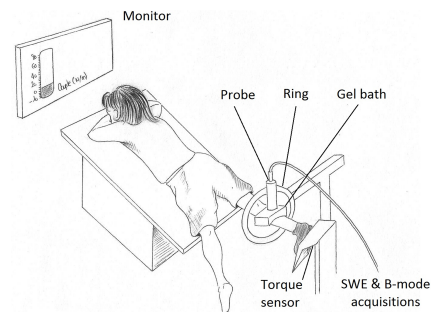


Fig. 3. Experimental Setup - The probe is mounted on a ring, which allows collecting images around the leg. The foot is fixed through a shoe to a torque sensor. A feedback of the torque is given to the subject with the monitor. Data, including B-mode scans and SWE maps are acquired with Aixplorer® (SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France).

An ultrasound elastographic device (Aixplorer®; SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France) was used to acquire the distribution of elastic moduli in the soft tissues of the leg. In the rest of the article, a distinction will be made between B-mode scans and Shear Wave Elasticity (SWE) maps. The B-mode scans (conventional echography) account for the anatomy of the leg, corresponding to the echogenicity of the medium displayed in gray scale. The SWE maps display the elastic moduli calculated from the velocity fields of shear waves inside the medium, displayed in a false color scale. An experimental setup was designed so as to hold the ultrasound probe at different positions all around the leg (Fig. 3). A special attention was paid to ensure that the plane of acquisition remains perpendicular to the tibial axis. To ensure minimal movement of the subject, her right shoe was attached to the plate. To ensure that the probe applies minimal compression to the tissues, a small gel bath was designed to place the probe at approximately half a centimeter from the skin. The probe is doing a 360° rotation around the leg.

At each position around the leg, SWE and B-mode scans were simultaneously acquired, using a 4-15 MHz probe with 256 piezoelectric elements (SuperLinearTM SL15-4), first at inactive muscle state, second at active muscle state corresponding to 10% MVC. This required several consecutive acquisitions at different angular positions denoted β_i , $1 \leq i \leq N$ ($N = 37$). Adjacent pairs of B-mode scans, say I_i and I_{i-1} acquired at angles β_i and β_{i-1} , were then stitched together using an in-house program coded in Matlab[®].

After picking up a minimum of four anatomical landmarks (veins, crossing of aponeuroses) in each pair of adjacent images, the rigid transformation F_i^0 relating the coordinate systems of both adjacent images was calculated by least-squares minimization. Then, a cross-correlation factor was estimated across the overlapping area and this cross-correlation factor was optimized by updating the rigid transformation through the Nelder-Mead algorithm [21], yielding finally the rigid transformation F_i . Repeating the procedure throughout $2 \leq i \leq N$, all pairs of adjacent images were consecutively stitched together. Aligning the coordinate system of I_1 with the global coordinate system, the rigid transformation $G_i = F_2 \times \dots \times F_i$ was applied to each image I_i in order to align it within the global coordinate system.

However, additional constraints had to be considered to ensure an optimal cross-correlation between I_1 and $G_N(I_N)$. Indeed, because the subject could move during the test, the images collected might have come from different transversal planes of the leg. Also, echography has a distortion coming from the width of the beam. Additionally, the stitching process was not fully automatic (points picked by user), thus, user dependent error could occur. To correct these errors, several options were considered (For details, see appendix A).

- **Option 1.** Find a rigid transformation F such that by applying $F \times F_i$ instead of F_i to each I_i , $G_N(I_N) = F \times F_2 \times \dots \times F \times F_i \times \dots \times F \times F_N(I_N)$ maximizes the cross-correlation between I_1 and I_N .
- **Option 2.** Model the obtained unclosed contour of the leg as a curved beam and deform it until closure. This yields a set of transformations F_i^b for each image I_i ensuring that $F_2^b \times F_2 \times \dots \times F_i^b \times F_i \times \dots \times F_N^b \times F_N = \iota$ with ι the identical transformation.
- **Option 3.** Minimize a global factor:

$$\bar{d} = d(I_1, G_N(I_N)) + \sum_{i=1}^{N-1} d(G_i(I_i), G_{i+1}(I_{i+1}))$$

With $d(I_a, I_b)$ the objective function to be minimized representing the distance between anatomical landmarks supposed to be on top of each other after the transformation of successive images. Using the Nelder-Mead algorithm, \bar{d} was minimized by updating the parameters of the G_i rigid transformations, for all the transformations simultaneously.

For each angular position denoted β_i , $1 \leq i \leq N$, ($N = 37$), four SWE maps were acquired and averaged, yielding an elasticity image denoted J_i . Then, each image was aligned within the global coordinate system by applying the rigid

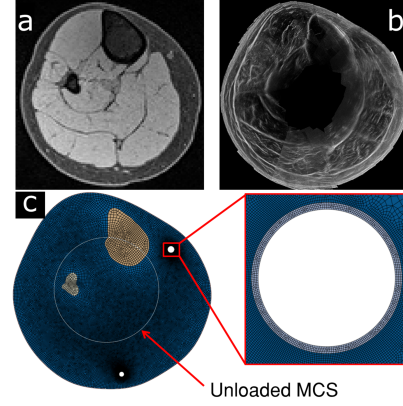


Fig. 4. Finite element mesh of the 2D patient-specific geometry (c) reconstructed from the segmentation of the transversal cross-section of the subject right leg acquired by MRI (a) for the bone and veins and from the ultrasound assembly (b) for the skin. It consists of continuum plane strain elements, except for skin and MCS, composed of truss elements. A relatively finer discretization is used in the vicinity of the great saphenous and small saphenous vein walls (c).

transformation: $G_i(J_i)(G_1 = \iota)$, permitting a stitched reconstruction of the whole distribution of elastic moduli.

B. FE model implementation

The MRI leg cross-section and the ultrasound reconstructions (B-mode and SWE) were registered using the bones edges (tibia and fibula) visible in both imaging modalities. From the skin segmentation of the B-mode reconstruction, the global geometry of the leg was defined. The contours and positions of the bones as well as the great and small saphenous veins [22] was added from the segmentation of the MRI leg cross-section. This geometry was used to create a 2D FE mesh, made of 4-node plane strain elements, using the meshing tools available in Abaqus[®] (Fig. 4). Soft tissues were represented with a Neo-Hookean hyper-elastic constitutive model. Their strain energy per unit of reference volume was defined such as [23]

$$U = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J^{el} - 1)^2$$

With \bar{I}_1 the first deviatoric strain invariant and C_{10} and D_1 the material parameters reported in Table I. For each Gauss point from the *fascia cruris* to the skin, SWE data were available and the following material property was assigned: $C_{10} = \frac{E}{6}$, where E was the locally measured elastic modulus using SWE. Deeper than the *fascia cruris* a value of $C_{10} = 3$ kPa was assigned [6] for the model at inactive muscle state. Regarding the model at 10% MVC, a parametric study was performed on the elastic moduli input deeper than the *fascia cruris* to evaluate the influence of likely evolving material properties in contracted muscles.

The MCS was defined as a circle of radius equal to the radius of the sock at inactive muscle state. A class II MCS, corresponding to 15-20 mmHg external compression was used. Material properties are reported in Table I.

This is the author's version of an article that has been published in this journal. Changes were made to this version by the publisher prior to publication.
The final version of record is available at <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2014.2378553>

TBME-01085-2014

4

TABLE I
MATERIAL PROPERTIES

Material	Model	Parameters	Source
Soft tissue inside <i>fascia cruris</i>	Hyper-elastic Neo-Hookean	$C_{10} = 0.005$ MPa $D_1 = 0.14$ MPa	[6]
Soft tissue on and outside <i>fascia cruris</i>	Hyper-elastic Neo-Hookean	$C_{10} = \frac{E}{6}$ MPa $D_1 = 0.14$ MPa	SSI elastic moduli
Skin	Hyper-elastic Neo-Hookean	$C_{10} = 0.1$ MPa $D_1 = 0.14$ MPa	[25]
Veins	Linear elastic	$E = 0.1$ MPa $\nu = 0.49$	[7]
MCS	Linear elastic	$E = 0.4$ MPa $\nu = 0.49$	[6]

The vein wall was modeled using five elements through the whole 1 mm thickness. The material properties were linearized following Rohan *et al* [7].

The simulation entailed two steps. At first, the radius of the MCS was increased until the whole leg fitted in it. Then, this kinematic condition was removed and the contact between skin and MCS was activated. In order to match the experimental conditions where the subject lied supine, a blood pressure of 15 mmHg was applied on the inner surface of the vein walls. Both bones were fixed in the model.

The interaction between the skin and the sock was enforced using a Coulomb frictional behavior with a skin-to-textile friction coefficient fixed at 0.3 as reported in literature [24]. From the Abaqus® library for contact algorithms, the penalty formulation was used in the tangential and normal directions. In the latter, an exponential contact pressure/over-closure relationship was defined.

Two sets of simulations were computed:

- The biomechanical response of the leg to external compression at inactive and active (corresponding to 10% MVC) muscle states.
- A parametric study to evaluate the influence of the constitutive parameters of the deep soft tissues on the response of superficial soft tissues to elastic compression.

III. RESULTS

A. B-mode assembly

A stitched reconstruction of the 37 B-mode scans without constraining the contour to be closed is shown in Fig. 5. A significant gap remains, which justifies the use of an additional constraint for the stitching approach.

The results obtained with the different stitching approaches providing a closed contour are shown in Fig. 6. The sum of the differences of grayscale values in the overlapping areas were derived for the three options. Their values are 30.2 for option 1, 29.6 for option 2 and 29.4 for option 3. Option 3 is the approach which provides an optimal match between all pairs of images (Fig. 6 - c). The rigid transformations of option 3 are the ones used further to reconstruct the stitched elasticity maps for the leg at inactive and active muscle states (Fig. 7). Stitching errors were finally quantified through a criterion defined as the average distance between 10 anatomical landmarks in each pair of B-mode scans. Average errors for the entire

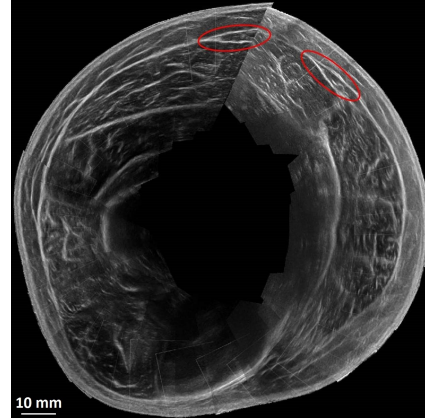


Fig. 5. Initial assembly of B-mode scans – The reconstruction is not closed (red circles).

stitched reconstruction are respectively 0.67 mm and 0.83 mm at inactive and active muscle states.

The maps of elastic moduli reconstructed from SWE measurements are showed in Fig. 7 at inactive state and active muscle state corresponding to 10% MVC. They both are heterogeneous, with overall higher values at the surface (skin) and at the location of *fascia cruris*.

Elastic moduli (Fig. 7 - b) are globally higher at active muscle state corresponding to 10% MVC than at inactive muscle state (Fig. 7 - a). A mean value of 12.4 kPa was measured for the elastic moduli (from skin to *fascia cruris*) at inactive muscle state and 17.2 kPa at active muscle state corresponding to 10% MVC.

B. Elastic compression of the leg

The first studied case is for the muscles at inactive muscle state (Fig. 8). Hydrostatic pressure was chosen for the analysis because it does not depend on the coordinate system and can be used to predict local fluid flows.

The second studied case is for the muscles at 10% MVC. To the best of our knowledge, the literature does not report global C_{10} value for 10% MVC inside the leg. To analyze the impact of the input value below the *fascia cruris* in our contracted model, a parametric study increasing this value up to 20 times the value inputted for the model at inactive muscle state was performed. Increasing the elastic moduli of the muscular compartments affects the hydrostatic pressure distributions derived from these simulations by accentuating the tension and compression found between the skin and the *fascia cruris*, until this inner C_{10} overpasses a threshold value of 90 kPa. Then, the effect remains stable (Fig. 9).

For all cases, the obtained maps (Fig. 8 and 9) show heterogeneous distributions. The maximal pressure is located where the curvature radius is minimal (near the tibia) and conversely, minimal pressures are found on flat regions of the leg. An important effect of elastic compression is the impact on the area of the superficial veins. To study this effect, the FE model incorporated two major veins of the leg. For both veins (small

This is the author's version of an article that has been published in this journal. Changes were made to this version by the publisher prior to publication.
The final version of record is available at <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2014.2378553>

TBME-01085-2014

5

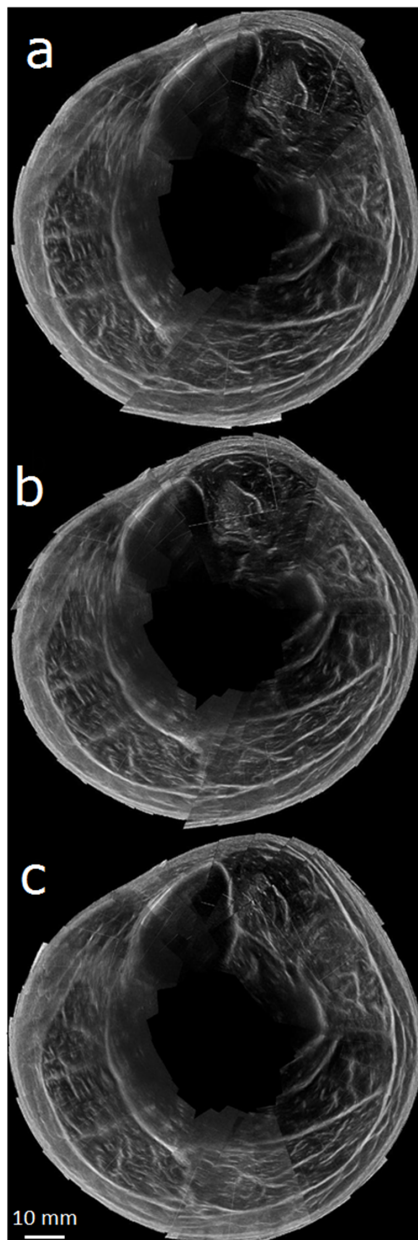


Fig. 6. Closing contour methods comparison : a) option 1 b) option 2 c) option 3 optimization.

and great saphenous veins), the effect of elastic compression is a slight decrease of the vein cross-sectional area (Tables II and III). The decrease is significantly larger for the great saphenous vein than for the small saphenous vein, due to the larger curvature at the location of the great saphenous vein and due to the stiffer properties around the small saphenous vein. Also, the decrease in cross-sectional area diminishes as the elastic modulus increases inside the *fascia cruris* (Table III).

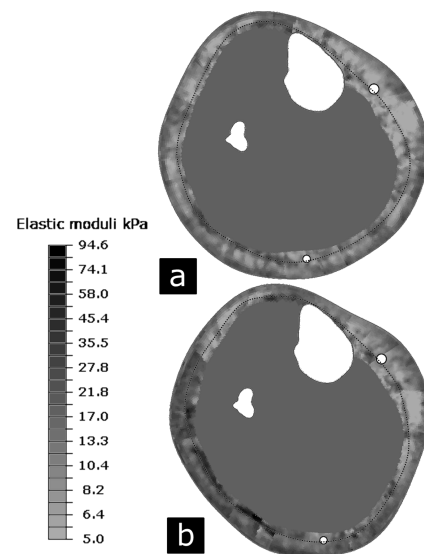


Fig. 7. Elastic moduli distribution in kPa at inactive muscle state (a) and at active muscle state corresponding to 10% MVC (b). The position of the *fascia cruris* is marked as dotted lines.

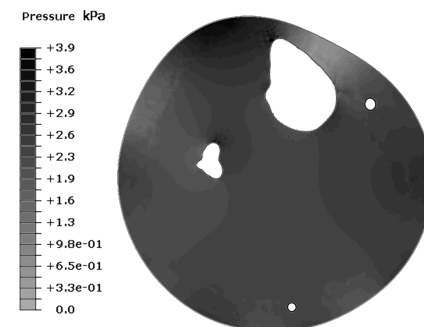


Fig. 8. Hydrostatic pressure distribution in kPa for the leg at inactive muscle state, during 20 mmHg of elastic compression.

TABLE II
PERCENTAGE OF CONTRACTION (I.E., DECREASE OF THE CROSS-SECTIONAL AREA) OF THE GREAT AND SMALL SAPHENOUS VEINS UNDER AN ELASTIC COMPRESSION OF 15-20 mmHg FOR THE MODEL AT INACTIVE MUSCLE STATE.

Vein position	Contraction (%)
Great saphenous	4.5
Small saphenous	3.7

IV. DISCUSSION

A. Stitching methodology

An important drawback of SWE, as well as conventional echography, is the small size of the field of view. Several stitching of B-mode scans from all around the leg were presented here. The grayscale values of the overlapping area for the three options helped us define the best way to stitch

This is the author's version of an article that has been published in this journal. Changes were made to this version by the publisher prior to publication.
The final version of record is available at <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2014.2378553>

TBME-01085-2014

6

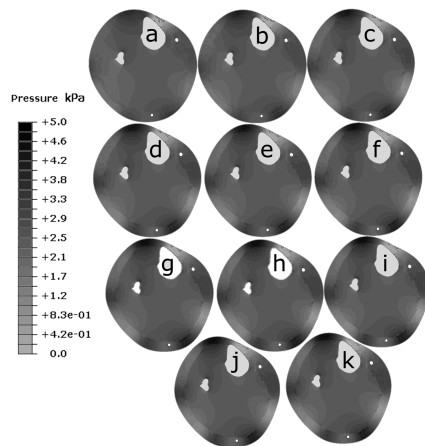


Fig. 9. Parametric study results - Hydrostatic pressure distribution in kPa for the leg under 20 mmHg of elastic compression. 10% MVC elastic moduli are used for the *fascia cruris* up to the skin. Inside the *fascia cruris*, the value was increased as follow, for cases a to k (in kPa): 18 - 36 - 72 - 108 - 144 - 180 - 216 - 252 - 288 - 324 - 360.

TABLE III
PARAMETRIC STUDY. PERCENTAGE OF CONTRACTION (I.E., DECREASE OF THE CROSS-SECTIONAL AREA) OF THE GREAT AND SMALL SAPHENOUS VEINS UNDER AN ELASTIC COMPRESSION OF 15-20 MMHG FOR THE MODEL AT 10% MVC.

	Contraction (%)	
	Great Saphenous Vein	Small Saphenous Vein
a	8.1	5.7
b	8.0	5.3
c	7.8	4.6
d	7.8	4.2
e	7.7	3.9
f	7.7	3.8
g	7.7	3.6
h	7.7	3.5
i	7.7	3.3
j	7.6	3.4
k	7.6	3.3

the images. The quantitative spatial error on the stitching gave us a first quality criterion of this methodology. By assembling B-mode scans around the leg, a wide field of view was explored, comparable to the extended field-of-view [26] (EFOV) software, used by clinicians to explore large areas, such as abdomen [27] or musculoskeletal system [28]. However, to the best of our knowledge, extended field-of-view was never performed along with SWE.

Other imaging modalities can overcome this drawback. For example, magnetic resonance elastography has been used to explore elasticity of soft tissue in large anatomical areas such as thighs [17] or livers [29] but due to a low spatial resolution, it is not appropriate to study sub-cutaneous tissues. Moreover, external vibrator is needed to generate low frequency shear waves compared to SSI where the ultrasonic probe remotely generates the shear wave inside the region of interest through pressure of radiation [18] allowing ease of use and minimal

discomfort to the subject.

To improve the SWE methodology, a different design of the probe that follows the contour of the leg may be an alternative in the future.

B. Material properties of the subcutaneous tissues

A mean value of 12.4 kPa was measured for the elastic moduli (from skin to *fascia cruris*) at inactive muscle state and 17.2 kPa at active muscle state corresponding to 10% MVC. These are consistent with literature, where values range from 11 to 32 kPa for fat [6], [30], [31]. The two questions to be addressed in the introduction were here answered. The distribution of the elastic moduli in the superficial tissues are heterogeneous and the muscular activation tends to increase the values of the elastic moduli.

The *in vivo* material properties of subcutaneous tissues have been an intense topic of research for the past 10 years. Measurement of skin elasticity have been performed through traditional tests such as suction [24], [32] or torsion. More recently, to account for anisotropy, micro-robot equipped with force and displacement sensors have been developed and used to demonstrate the strongly anisotropic and viscoelastic behavior of skin [33]. However, these techniques can only give local elasticity measures. Another approach combining finite element analysis, MRI and indentation was able to define more global mechanical parameters for the different layers of the human skin [31] and subcutaneous tissues [30].

All these different methods developed, although promising, cannot address the heterogeneities of mechanical properties found in subcutaneous soft tissues which can be obtained with SWE.

C. Prediction of the effects of elastic compression

Rohan *et al.* [7] performed a computational parametric study and they showed that the biomechanical response of superficial veins to elastic compression is subject to three mechanical factors: the size of the cross-section, the position on the leg contour (local radius of curvature of the leg) and the "type" of fat of the patient. This highlighted the strong patient-specific response of the leg to external compression. By using the elastic moduli measured by SWE, the effect of heterogeneity in material property distribution and the change in elastic moduli of 10% MVC on pressure maps and veins contraction was determined in this study. This effect remains marginal, though, in the range of moduli measured for the volunteer considered here.

This shows that the distribution of perivenous tissue pressure [34] is mostly determined by the shape and the size of each subject's leg (local radii of curvature) for superficial veins such as the great saphenous veins and the small saphenous veins. The hydrostatic pressure distributions reported here confirm the idea that MCS work towards increasing perivenous tissue pressure on superficial veins consequently reducing the transmural pressure. Trans-mural pressure is also known to be related to the tension of the vein wall according to the Laplace law [35]. Reduction of this tension implies lower alterations in the vein wall associated with various pathologies.

Several researches [36]–[38] have shown that muscle activation is modified by medical devices similar to MCS. Indeed, skin mechanoreceptors, provide not only exteroceptive by also proprioceptive effects, through Pacinian and Ruffini mechanoreceptors [39]. These are some of the receptors found in the subcutaneous tissue. They sustain essentially static pressure and stretch [40]. In the skin and adipose tissue, inhomogeneous material properties around the locations of the mechanoreceptors may also cause significant differences in the spatial distribution of candidate relevant stimuli of the pressure. Therefore, the inhomogeneous material properties may have a stronger impact on the proprioceptive effects of elastic compression.

D. Limitations and perspectives

A question could be raised on the nature of elastic moduli given by SWE in soft tissues. Indeed, one assumption used to retrieve the elastic moduli from shear wave group velocity is that the medium is isotropic and homogenous. It is a fairly common assumption to consider adipose tissue as such [30], [31], [41]. For skeletal muscular tissues, which are made of fibers, it has been previously considered as transversely isotropic [42], [43]. Here, a 2D model in transversal plane is constructed, so muscles can be considered as isotropic. Nevertheless, further investigation would be needed to check the relevance of the elastic moduli given by the Aixplorer[®] on thin structures such as *fascia cruris* and skin.

Apart from the assumptions used in SWE, a technical limitation constraining this methodology is not having a good access to deep tissue mechanical properties. This might be overcome by using a probe with a lower frequency that would provide useful information to study the transmission of pressure to deep veins.

A higher level of muscular activation should be investigated to draw strong conclusions on the effects of muscular activation on the transmission of pressure.

V. CONCLUSION

In this paper, a new methodology coupling MRI and TUSE data was developed and implemented in a finite element model which is patient-specific in terms of geometry and material properties. This method was used to study the biomechanical response of the leg, under 20 mmHg of elastic compression. The focus was on the material properties of the superficial soft tissues from the skin to the *fascia cruris*, their impact on the hydrostatic pressure distribution inside the leg and the closure of the great and small saphenous veins.

This opens the way to promising applications for predicting computationally the personalized action of biomechanical devices on soft tissues.

This is the author's version of an article that has been published in this journal. Changes were made to this version by the publisher prior to publication.
The final version of record is available at <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2014.2378553>

TBME-01085-2014

8

APPENDIX STITCHING ULTRASOUND IMAGES

Three options were considered to correct the problem of closure of the stitching of all the B-mode scans together.

- **Option 1.** Find a rigid transformation F such that by applying $F \times F_i$ instead of F_i to each I_i , $G_N(I_N) = F \times F_2 \times \dots \times F \times F_i \times \dots \times F \times F_N(I_N)$ maximizes the cross-correlation between I_1 and I_N . Here, the error was considered to be systematic between all the images. The opening angle was divided by the number of images, and this correcting angle was used to correct the rotational component of the rigid body transformations, then the two other components of the rigid body transformations parameters (the two translations) were computed by maximizing the cross-correlation between successive images. These three correcting components, the rotation and the two translations are represented by F in the equation.
- **Option 2.** Model the obtained unclosed contour of the leg as a curved beam and deform it until closure. This yields a set of transformations F_i^b for each image I_i ensuring that $F_2^b \times F_2 \times \dots \times F_i^b \times F_i \times \dots \times F_N^b \times F_N = \iota$ with ι the identical transformation. Here, the error was not considered to be systematic and the idea was to use the finite element method to compute each individual error. Along the *fascia cruris*, a hundred points were manually picked on the unclosed stitching of the leg (Fig. 10 - a). The first and last points were taken as the same anatomical landmarks. Then, these points were used to define a curved beam on Abaqus®. Two boundary conditions were applied. The first boundary condition constrained one end of the line as fixed and the second boundary condition induced a displacement on the other end of the line to make both ends meet. Finally, the finite element simulation provided the displacements and rotations of all points (Fig. 10 - b). These displacements and rotation, F_i^b , were used to update each previously found rigid body transformations parameters to close the contour of the leg.
- **Option 3.** Minimize a global factor:

$$\bar{d} = d(I_1, G_N(I_N)) + \sum_{i=1}^{N-1} d(G_i(I_i), G_{i+1}(I_{i+1}))$$

With $d(I_a, I_b)$ the objective function to be minimized representing the distance between the anatomical landmarks placed in the global coordinate system which are supposed to be on top of each other. Using the Nelder-Mead algorithm, \bar{d} was minimized by updating the parameters of the G_i rigid transformations, for all the transformations simultaneously.

Here, the goal was to find the rigid body transformations parameters globally instead of finding a correcting factor for the previous unclosed stitching. To do so, ten anatomical landmarks were picked on the image I_i and the same ten anatomical landmarks were picked on the image I_{i+1} . This process was repeated through all the images and circled back to the first one, meaning that ten anatomical

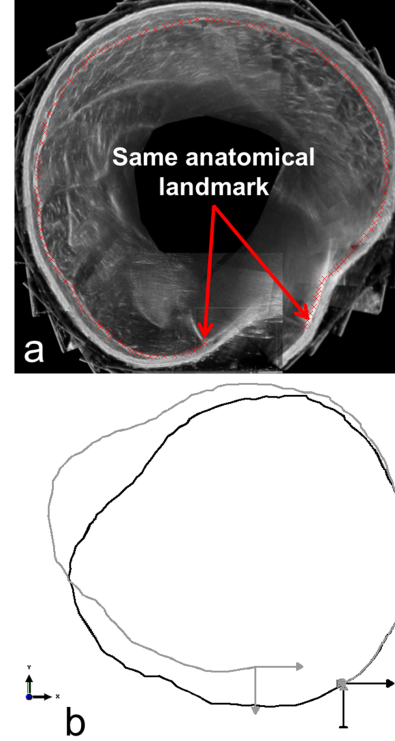


Fig. 10. Schematic overview of the second option of the stitching method. The contour of the aponeurosis is displayed on a stitching of B-mode scans (a). Pre-computation (green) and post-computation (blue) of the closure of the contour by finite element modeling (b).

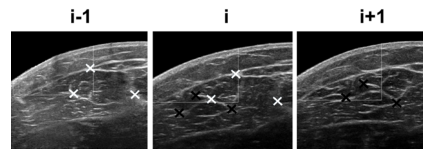


Fig. 11. Schematic overview of the third option of the stitching method. The same anatomical landmarks are picked for each image of all the pairs of images.

landmarks were picked on the image I_N and the same ten anatomical landmarks were picked on the image I_1 (Fig. 11). Then, for each pairs of images, I_i and I_{i+1} , the rigid body transformation parameters G_i were computed and all the points picked were placed in the same global coordinate system. Following this initial estimate of G_i , an objective function, \bar{d} , was defined as the distance of each anatomical landmarks in the global coordinate system which are supposed to be on top of each other. Using the Nelder-Mead algorithm, \bar{d} was minimized by updating the rigid body transformations parameters G_i .

This is the author's version of an article that has been published in this journal. Changes were made to this version by the publisher prior to publication.
The final version of record is available at <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2014.2378553>

TBME-01085-2014

9

ACKNOWLEDGMENT

The authors want to thank Pr. Rodolphe Le Riche for his support in developing the stitching methodology and the IVTV platform for its experimental support.

REFERENCES

- [1] E. N. Marieb, *Anatomie et physiologie humaine*, ERPI paris ed. Saint-Laurent (Québec): Pearson, 2010.
- [2] N. C. Flourey, *Données sociales 1996 : la société française*, INSEE ed., ser. Collection de l'INSEE., Paris, 1996.
- [3] H. Partsch, "Chapter 10 - mechanism and effects of compression therapy," in *The Vein Book*. Burlington: Academic Press, 2007, pp. 103–109.
- [4] H. Braus and C. Elze, *Anatomie des menschen: ein lehrbuch für studierende und ärzte...* J. Springer, 1921, vol. 1.
- [5] S. Avril, L. Bouten, L. Dubuis, S. Drapier, and J.-F. Pouget, "Mixed experimental and numerical approach for characterizing the biomechanical response of the human leg under elastic compression," *J Biomech Eng*, vol. 132, no. 3, p. 031006, Mar. 2010.
- [6] L. Dubuis, S. Avril, J. Debye, and P. Badel, "Identification of the material parameters of soft tissues in the compressed leg," *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 15, no. 1, pp. 3–11, 2012.
- [7] C. P.-Y. Rohan, P. Badel, B. Lun, D. Rastel, and S. Avril, "Biomechanical response of varicose veins to elastic compression: a numerical study," *J Biomech*, vol. 46, no. 3, pp. 599–603, Feb. 2013.
- [8] G. Dai, J. P. Gertler, and R. D. Kamm, "The effects of external compression on venous blood flow and tissue deformation in the lower leg," *J Biomech Eng*, vol. 121, no. 6, pp. 557–564, Dec. 1999.
- [9] A. J. Narracott, G. W. John, R. J. Morris, J. P. Woodcock, D. R. Hose, and P. V. Lawford, "A validated model of calf compression and deep vessel collapse during external cuff inflation," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 56, no. 2, pp. 273–280, Feb. 2009.
- [10] Y. Wang, I. Pierce, P. Gatehouse, N. Wood, D. Firmin, and X. Y. Xu, "Analysis of flow and wall shear stress in the peroneal veins under external compression based on real-time mr images," *Medical engineering & physics*, vol. 34, no. 1, pp. 17–27, 2012.
- [11] L. Bouten, "Identification des propriétés mécaniques des tissus constitutifs du mollet pour l'étude mécanique de la contention," Ph.D. dissertation, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, Mar. 2009.
- [12] S. Avril, P. Badel, L. Dubuis, P.-Y. Rohan, J. Debye, S. Couzan, and J.-F. Pouget, "Patient-specific modeling of leg compression in the treatment of venous deficiency," in *Patient-Specific Modeling in Tomorrow's Medicine*, ser. Studies in Mechanobiology, Tissue Engineering and Biomaterials, A. Gefen, Ed. Springer Berlin Heidelberg, Jan. 2012, no. 09, pp. 217–238.
- [13] Y. Wang, S. Downie, N. Wood, D. Firmin, and X. Y. Xu, "Finite element analysis of the deformation of deep veins in the lower limb under external compression," *Med Eng Phys*, vol. 35, no. 4, pp. 515–523, Apr. 2013.
- [14] P.-Y. Rohan, P. Badel, B. Lun, D. Rastel, and S. Avril, "Prediction of the biomechanical effects of compression therapy on deep veins using finite element modelling," *Annals of biomedical engineering*, pp. 1–11, 2014.
- [15] B. Partsch and H. Partsch, "Calf compression pressure required to achieve venous closure from supine to standing positions," *J. Vasc. Surg.*, vol. 42, no. 4, pp. 734–738, Oct. 2005.
- [16] H. Partsch, G. Mosti, and F. Mosti, "Narrowing of leg veins under compression demonstrated by magnetic resonance imaging (mri)," *International angiology: a journal of the International Union of Angiology*, vol. 29, no. 5, pp. 408–410, 2010.
- [17] S. F. Bensamoun, S. I. Ringleb, L. Littrell, Q. Chen, M. Brennan, R. L. Ehman, and K.-N. An, "Determination of thigh muscle stiffness using magnetic resonance elastography," *J Magn Reson Imaging*, vol. 23, no. 2, pp. 242–247, Feb. 2006.
- [18] J. Bercoff, M. Tanter, and M. Fink, "Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 51, no. 4, pp. 396–409, Apr. 2004.
- [19] W. T. Dixon, "Simple proton spectroscopic imaging," *Radiology*, vol. 153, no. 1, pp. 189–194, Oct. 1984.
- [20] J. K. Lee, W. T. Dixon, D. Ling, R. G. Levitt, and W. A. Murphy, Jr, "Fatty infiltration of the liver: demonstration by proton spectroscopic imaging. preliminary observations," *Radiology*, vol. 153, no. 1, pp. 195–201, Oct. 1984.
- [21] J. A. Nelder and R. Mead, "A simplex method for function minimization," *Computer journal*, vol. 7, no. 4, p. 308–313, 1965.
- [22] F. Vin, "Varices," *EMC - Cardiologie-Angéiologie*, vol. 2, no. 1, pp. 1–26, 2005.
- [23] K. Hibbit, "Abaqus theory and user manuals version 6.9," *USA: ABAQUS Inc.*, 2009.
- [24] L. c. Gerhardt, A. Lenz, N. D. Spencer, T. Münzer, and S. Derler, "Skin-textile friction and skin elasticity in young and aged persons," *Skin Research and Technology*, vol. 15, no. 3, pp. 288–298, Aug. 2009.
- [25] J. T. Iivarinen, R. K. Korhonen, P. Julkunen, and J. S. Jurvelin, "Experimental and computational analysis of soft tissue stiffness in forearm using a manual indentation device," *Medical engineering & physics*, vol. 33, no. 10, pp. 1245–1253, 2011.
- [26] L. Weng, A. P. Tirumalai, C. M. Lowery, L. F. Nock, D. E. Gustafson, P. L. Von Behren, and J. H. Kim, "US extended-field-of-view imaging technology," *Radiology*, vol. 203, no. 3, pp. 877–880, Jun. 1997.
- [27] S. H. Kim, B. I. Choi, K. W. Kim, K. H. Lee, and J. K. Han, "Extended field-of-view sonography advantages in abdominal applications," *JUM*, vol. 22, no. 4, pp. 385–394, Apr. 2003.
- [28] E. C. Lin, W. D. Middleton, and S. A. Teeffey, "Extended field of view sonography in musculoskeletal imaging," *JUM*, vol. 18, no. 2, pp. 147–152, Feb. 1999.
- [29] S. F. Bensamoun, L. Wang, L. Robert, F. Charleux, J.-P. Latrive, and M.-C. Ho Ba Tho, "Measurement of liver stiffness with two imaging techniques: magnetic resonance elastography and ultrasound elastometry," *J Magn Reson Imaging*, vol. 28, no. 5, pp. 1287–1292, Nov. 2008.
- [30] E. Linder-Ganz, N. Shabshin, Y. Itzhak, and A. Gefen, "Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: a combined experimental-MRI and finite element approach," *J Biomech*, vol. 40, no. 7, pp. 1443–1454, 2007.
- [31] H. V. Tran, F. Charleux, M. Rachik, A. Ehrlicher, and M. C. Ho Ba Tho, "In vivo characterization of the mechanical properties of human skin derived from MRI and indentation techniques," *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 10, no. 6, pp. 401–407, Dec. 2007.
- [32] F. Hendriks, D. Brokken, C. Oomens, D. Bader, and F. Baaijens, "The relative contributions of different skin layers to the mechanical behavior of human skin in vivo using suction experiments," *Medical Engineering & Physics*, vol. 28, no. 3, pp. 259–266, 2006.
- [33] C. Flynn, A. Taberner, and P. Nielsen, "Mechanical characterisation of in vivo human skin using a 3d force-sensitive micro-robot and finite element analysis," *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 10, no. 1, pp. 27–38, 2011.
- [34] C. Gardon-Mollard and A.-A. Ramelet, *La compression médicale*. Elsevier Masson, Jul. 2008.
- [35] R. J. Gusic, M. Petko, R. Myung, J. William Gaynor, and K. J. Gooch, "Mechanical properties of native and ex vivo remodeled porcine saphenous veins," *Journal of biomechanics*, vol. 38, no. 9, pp. 1770–1779, 2005.
- [36] D. K. Ramsey, P. F. Wretenberg, M. Lamontagne, and G. Németh, "Electromyographic and biomechanical analysis of anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing," *Clinical Biomechanics*, vol. 18, no. 1, pp. 28–34, 2003.
- [37] D. Théoret and M. Lamontagne, "Study on three-dimensional kinematics and electromyography of acl deficient knee participants wearing a functional knee brace during running," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 14, no. 6, pp. 555–563, 2006.
- [38] W. J. Kraemer, S. D. Flanagan, B. A. Comstock, M. S. Fraga, J. E. Earp, C. Dunn-Lewis, J.-Y. Ho, G. A. Thomas, G. Solomon-Hill, Z. R. Penwell et al., "Effects of a whole body compression garment on markers of recovery after a heavy resistance workout in men and women," *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 24, no. 3, pp. 804–814, 2010.
- [39] R. S. Johansson and Å. B. Vallbo, "Tactile sensory coding in the glabrous skin of the human hand," *Trends in Neurosciences*, vol. 6, pp. 27–32, 1983.
- [40] J. H. Martin and T. M. Jessell, "Modality coding in the somatic sensory system," *Principles of neural science*, vol. 3, pp. 341–352, 1991.
- [41] F. S. Azar, D. N. Metaxas, and M. D. Schnall, "Methods for modeling and predicting mechanical deformations of the breast under external perturbations," *Med Image Anal*, vol. 6, no. 1, pp. 1–27, Mar. 2002.
- [42] M. Van Looke, C. G. Lyons, and C. K. Simms, "A validated model of passive muscle in compression," *J Biomech*, vol. 39, no. 16, pp. 2999–3009, 2006.
- [43] J. A. Weiss, "A constitutive model and finite element representation for transversely isotropic soft tissues," Ph.D. dissertation, Department of Bioengineering, University of Utah, 1994.

NNT : 2015 EMSE 0809

Fanny FRAUZIOLS

DISSERTATION TITLE: Elastographic and biomechanical studies of soft tissues of the leg – Application to elastic compression

Speciality : Mechanics and Engineering

Keywords : Shear wave elastography, Inverse method, Finite element analysis, Elastic compression, Soft tissues

Abstract :

Elastic compression of the leg is a widely used treatment in case of pathologies related to venous insufficiency. Its benefits are not to be proven, but still, for some patients, the therapeutic goal is not reached. One goal of this treatment is to reduce transmural pressure applied to veins in order to restore or increase blood return to the heart by the transmission of the external pressure through soft tissues. This is a complex mechanism that can be predicted by patient-specific finite element models. To be patient-specific, these models must take into account the geometry and the distribution of mechanical properties of each subject.

In this study, two methodologies are developed to identify the mechanical properties of soft tissues. First, the elastic modulus distribution inside the superficial soft tissues is measured by shear wave ultrasound elastography. Second, the mechanical properties of deep soft tissues are identified through an inverse method combining the data acquired from an experimental localized compression of the leg to a bi-dimensional finite element model.

These two methodologies allow to evaluate the mechanical properties heterogeneity from the skin to the *fascia cruris* and to characterize the non-linear behaviour of deep soft tissues. Finally, the results from both methodologies are brought together to generate a biomechanical model of the leg under elastic compression to predict pressure distribution inside soft tissues for four healthy subjects.

NNT : 2015 EMSE 0809

Fanny FRAUZIOLS

TITRE DE LA THÈSE : Etudes élastographique et biomécaniques des tissus mous de la jambe – Application à la compression élastique

Spécialité: Mécanique et Ingénierie

Mots clefs : Elastographie ultrasonore par ondes de cisaillement, Méthode inverse, Analyse par éléments finis, Compression élastique, Tissus mous

Résumé :

La compression élastique de la jambe est le traitement de référence des pathologies liées à l'insuffisance veineuse. Bien que l'efficacité ne soit plus à prouver, les objectifs thérapeutiques restent non atteints pour certains patients. Un objectif de la compression élastique est la réduction de la pression pariétale des veines afin de rétablir ou d'augmenter le retour du sang vers le cœur par une transmission de pression au travers des tissus mous. Ce mécanisme est complexe et peut être prédit par des modèles éléments finis personnalisés. Pour être personnalisés, ces modèles doivent prendre en compte la géométrie et la carte des propriétés mécaniques du sujet.

Dans cette étude, on développe deux méthodologies permettant d'identifier les propriétés mécaniques des tissus mous. Dans un premier temps, on mesure par élastographie ultrasonore par onde de cisaillement la distribution du module élastique au sein des tissus mous superficiels. Dans un deuxième temps, on identifie par une méthode inverse les propriétés mécaniques des tissus mous profonds. Cette méthode associe l'acquisition de données d'un essai expérimental de compression localisée de la jambe à un modèle éléments finis bi-dimensionnel.

Ces deux méthodologies nous permettent d'évaluer l'hétérogénéité des propriétés mécaniques de la peau au *fascia cruris* et de caractériser le comportement non-linéaire des tissus mous profonds. Enfin, les résultats de ces deux méthodologies sont couplés afin de générer un modèle biomécanique de la jambe sous compression élastique pour prédire la distribution de pression au sein des tissus mous pour quatre sujets sains.